

**VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského  
inženýrství**

**Vývoj a rozšíření nástrojů pro úpravu medicínských  
snímků v prostředí Matlab za účelem následného  
vyhodnocení zájmových objektů při onkologickém  
onemocnění dutiny břišní**

**The Development and Expansion of Medical tools for  
Editing Images in MATLAB for subsequent evaluation of  
objects of interest when cancer abdominal cavity**

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Andrea Seidlová**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: Vývoj a rozšíření nástrojů pro úpravu medicínských snímků v prostředí MATLAB za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů při onkologickém onemocnění břišní dutiny  
The Development and Expansion of Medical Tools for Editing Images in MATLAB for Subsequent Evaluation of Objects of Interest

### Zásady pro vypracování:

1. Obecné charakteristiky onkologických onemocnění břišní dutiny.  
Stručně - cílem je uvedení do oblasti onkologických onemocnění břišní dutiny.
2. Specifická problematika onkologických onemocnění břišní dutiny.  
Stručně - formulovat s ohledem na potřebu zavedení pojmů pro následující řešení.
3. Princip ("algoritmus") hodnocení snímků břišní dutiny při onkologických onemocnění lékařem.  
Popis postupu lékaře při hodnocení snímku, jaké jevy, oblasti na snímku hledá a jak je eventuálně hodnotí - kvalitativně, kvantitativně.
4. Zpracování obrazu v Matlabu a následně v systému FOTOM.  
S ohledem na postup lékaře, tj. "co hledá lékař v obraze", posoudit možnosti použití obou systémů pro napodobení tohoto algoritmu experimentováním s vybranými snímky.
5. Automatizované zpracování vybraných snímků zvoleným systémem a zhodnocení výsledků.  
Pokud se ukáží výsledky dosažené v bodu 4 jako nadějně, provést zhodnocení vybrané sady snímků automatizovaně, porovnat s hodnocením provedeným standardně lékařem.
6. Statistické zhodnocení výsledků léčby pro vybranou skupinu pacientů onkologických onemocnění břišní dutiny Nemocnice Nový Jičín a.s.  
Provést statistické zhodnocení výsledků léčby metodami matematické statistiky na souboru dat pacientů onkologického onemocnění břišní dutiny, provést diskusi výsledků s ohledem na použité metody statistického zpracování.
7. Celkové zhodnocení výsledků dosažených v diplomové práci.

### Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] *Atlas of Anatomy*. Edited by GILROY, M. Anne, Brian R. MACPHERSON and Lawrence M. ROSS. 2nd edition. New York (USA): Thieme Medical Publishers, Inc. p.704. ISBN 978-1604067453.
- [2] *FOTOGRAFICKÝ INTERAKTIVNÍ ATLAS ČLOVĚKA*. Verze 2.0 (2009). Dostupné z: [http://mefanet.upol.cz/weby/fiac/cs/topografie/bricho/brisni\\_dutina.html#\\_brisni\\_dutina](http://mefanet.upol.cz/weby/fiac/cs/topografie/bricho/brisni_dutina.html#_brisni_dutina)
- [3] NEKULA, Josef. *Radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005. 205 s. ISBN 9788024410111.
- [4] KLENER, Pavel. *Klinická onkologie*. Praha: Galén, 2002. 686 s. ISBN-13: 978-80-7262-151-4, ISBN-10: 80-7262-151-3.
- [5] LITSCHMANNOVÁ, Martina. *Úvod do statistiky*. Ostrava: VŠB-TU Ostrava, 2011. Dostupné také z: <http://mi21.vsb.cz/modul/uvod-do-statistiky>.
- [6] LIČEV, Lačezar. *Analýza, modelování, rozpoznávání a vizualizace procesu měření objektů na*



snímcích. 1.vyd. Brno: Computer Press, a.s., 2010. ISBN 978-80-2513-296-8, EAN 9788025132968.  
Knihy vydané prostřednictvím [www.vydejteknihu.cz](http://www.vydejteknihu.cz).

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Lačezar Ličev, CSc.**

Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2014



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

## Prohlášení

„ Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“



---

Bc. Seidlová Andrea

Datum odevzdání diplomové práce: 7. 5. 2014

## **Poděkování**

Chtěla bych touto cestou poděkovat mému vedoucímu práce panu doc. Ing. Lačezarovi Ličevovi. CSc. za cenné rady, konzultace a pomoc při tvorbě této práce. Dále bych chtěla poděkovat paní Ing. Martině Litschmannové Ph. D. za cenné a odborné rady týkající se statistické analýzy.

Velké poděkování patří také mé rodině a přáteli, kteří se mnou měli trpělivost, pomáhali mi, a umožnili mi věnovat se studiu.

## **Abstrakt**

Tato diplomová práce se zabývá CT vyšetřením dutiny břišní u onkologických pacientů a následným zpracováním obrazu těchto abnormalit. Jsou zde uvedena nejčastější onkologická onemocnění, která jsou prezentována pomocí vybraných skenů CT vyšetření. Tyto snímky jsou následně zpracovány programem Matlab, dále upraveny pomocí filtrace, jasové transformace obrazu. Po této úpravě pomocí programu Matlab je snímek upraven programem Fotom, kde se zabývám hlavně úpravou a vyhodnocením onkologického ložiska, jeho velikostí, srovnáním s předchozím vyšetřením. Dále práce obsahuje statistickou analýzu výskytu onkologického onemocnění dutiny břišní v Nemocnici v Novém Jičíně, její srovnání s dalšími diagnózami a vyhodnocení.

## **Klíčová slova**

Výpočetní tomografie, CT vyšetření, onkologické onemocnění dutiny břišní, zpracování obrazu, Matlab, Fotom, statistická analýza

## **Abstract**

This thesis deals with the CT examination of the abdomen in cancer patients and subsequent image processing such abnormalities. There are some common oncological diseases, which are presented by the selected CT scans. These images are then processed in Matlab, further treated by filtration, brightness image transformations. After this adjustment using the Matlab program is the photo processed with the Fotom program, which deals mainly with treatment and evaluation of oncology focus, its size, comparing to the previous examination. The work includes a statistical analysis of the incidence of cancer of the abdominal cavity in a hospital in Nový Jičín and its comparison with other diagnoses and evaluation.

## **Key Words**

Computed tomography, CT examination, oncological diseases of the abdominal cavity, image processing, Matlab, photo, statistical analysis

## Seznam použitých symbolů a zkratek

RTG-	rentgen
CT-	výpočetní tomografie/ computed tomography
X-	rentgenové záření
CTA-	CT angiografie
HU-	Hounsfieldovy jednotky/ Hounsfield unit
FOV-	velikost zobrazovaného pole
MPR-	multiplanární rekonstrukce
MPVR-	multiplanární objemová rekonstrukce
SSD-	3D zobrazení, povrchový rendering
MIP-	3D angiografický obraz
VE-	virtuální endoskopie
VR-	3D zobrazení, objemový rendering
ARO-	Anesteziologicko- resuscitační oddělení
MR-	Magnetická rezonance
SPR-	Scan Projection Radiograph
UFC-	Ultra Fast Ceramic
MDCT-	Multi Detector CT
CBCT-	Cone- Beam CT
KL-	kontrastní látka
kV-	kilo volt
A-	ampér
V-	volt
μ-	koeficient zeslabení
mA-	miliampér
kWatt-	kilo watt
AP-	předozadní, anterior- posterior
PA-	zadopřední, posterior- anterior
RČ-	rodné číslo
RGB-	barevný model, červená- zelená- modrá

## Seznam cizích slov

Computed tomography-	výpočetní tomografie
Field of view-	velikost zobrazovaného pole
Expanze-	zvětšování objemu



# Obsah

1 Úvod .....	1
2 Úvod do rentgenové diagnostiky .....	2
2.1 Dělení rentgenek .....	2
3 Výpočetní tomografie .....	5
3.1 Dělení CT přístrojů .....	8
3.2 Vznik denzitního obrazu .....	9
3.3 Detektory rentgenového záření pro CT .....	10
3.3.1 Mhohodetektorové, multi- slice a spirální CT .....	11
3.4 Izotropní zobrazení .....	11
3.5 Součásti CT přístroje .....	12
4 Princip CT zobrazení .....	13
5 CT vyšetření .....	14
5.1 Vyšetřovaná oblast .....	14
5.2 Obrazové parametry .....	14
5.3 Kontrastní látka .....	15
5.4 Diagnostické vyšetření pomocí výpočetní tomografie .....	16
5.5 Terapeutické vyšetření pomocí výpočetní tomografie .....	16
5.6 Volba CT modality .....	17
5.7 Příprava pacienta k CT vyšetření .....	17
6 Onkologické onemocnění dutiny břišní .....	18
6.1 Tumor ledviny .....	19
6.1.1 Grawitzův tumor .....	20
6.2 Tumor žaludku .....	20
6.3 Nádor slinivky břišní .....	21
6.4 Nádory jater .....	22
6.5 Nádor tlustého střeva .....	23
7 Zpracování vyšetření .....	24
7.1 Postprocessingové metody .....	24
7.2 Hodnocení rekonstruovaného obrazu .....	25
7.3 Standardy pro provádění a hodnocení CT vyšetření .....	26
7.3.1 Specifika jednotlivých vyšetření .....	26
8 Zpracování obrazu .....	27

8.1 Digitalizace obrazu .....	27
8.2 Prostorové rozlišení .....	28
8.3 Jasové rozlišení .....	29
8.4 Detekce hran .....	29
8.5 Filtrace obrazu .....	32
9 Programy použité ke zpracování obrazu .....	36
9.1 Zpracování obrazu v programu Matlab .....	36
9.2 Fotogrammetrický systém FOTOM .....	36
10 Zpracování vybraných CT skenů břišní dutiny .....	38
10.1 Zpracování obrazu v programu Matlab .....	38
10.2 Zpracování obrazu v programu FOTOM .....	43
11 Statistická analýza .....	48
11.1 Statistické charakteristiky kvalitativních proměnných .....	48
11.1.1 Nominální proměnná .....	48
11.1.2 Nominální proměnná .....	48
11.1.3 Pojmy použité v podkapitole Statistická indukce .....	49
11.2 Explorační analýza .....	49
11.3 Statistická indukce .....	55
11.3.1 Závislost mezi pohlavím pacienta a onkologickou diagnózou dutiny břišní .....	55
11.3.2 Závislost mezi rokem narození pacienta a onkologickou diagnózou dutiny břišní .....	57
12 Závěr .....	59
13 Seznam literatury .....	60
14 Seznam příloh na CD .....	61

# Obsah obrázků

Obr. 2.1 Konstrukční provedení rentgenek v radiodiagnostice. [6].....	3
Obr. 2.2 Elektrické napájení rentgenky. [6].....	3
Obr. 3.1 Sumační obraz. [6].....	5
Obr. 3.2 Rentgenová výpočetní tomografie, a) základní principiální schéma, b) princip spirální CT, c) Přístroj 64- slice CT. [6].....	6
Obr. 3.3 Vznik tomografických řezů. [6].....	7
Obr. 3.4 Vznik CT řezů (Jednotlivé řezy objektu musí být rozděleny do sítě malých objemových elementů (voxelů) s čtvercovou základnou a s konstantní hodnotou útlumu). [6].....	7
Obr. 3.5 Základní uspořádání systému CT. [6].....	12
Obr. 6.1 Anatomický popis břišní dutiny, CT sken, snímek pořízen v nemocnici v Novém Jičíně.....	18
Obr. 6.2 Anatomický popis břišní dutiny, CT sken, snímek pořízen v nemocnici v Novém Jičíně.....	18
Obr. 6.3 Tumor levé ledviny. [7].....	20
Obr. 6.4 Tumorózní proces těla žaludku, snímek pořízen v nemocnici v Novém Jičíně.....	21
Obr. 6.5 Cystoadenokarcinom pankreatu, snímek pořízen v nemocnici v Novém Jičíně.....	22
Obr. 6.6 Metastatické postižení jater, snímek pořízen v nemocnici v Novém Jičíně.....	22
Obr. 7.1 Multiplanární rekonstrukce. [10].....	24
Obr. 7.2 SSD rekonstrukce. [10].....	25
Obr. 7.3 VRT rekonstrukce. [10].....	25
Obr. 8.1 a) spojitý obraz, b) přímka AB spojitého obrázku použita k vysvětlení procesu vzorkování a kvantování. [3].....	27
Obr. 8.2 Prostorové rozlišení obrázku. 8- bitový obrázek o velikosti 256x256 je převzorkován až do velikosti 32x32. [3] .....	28
Obr. 8.3 Jasové rozlišení obrázku. a) 128 úrovní šedi, b) 16 úrovní šedi, c) 4 úrovně šedi, d) 2 úrovně šedi. [3].....	29
Obr. 8.4 Směr hrany $\Phi$ je kolmý na směr gradientu $\Psi$ . [3].....	30
Obr. 8.5 Jasové profily nejběžnějších hran. [3].....	30
Obr. 8.6 Ostření obrazu, na prvním obrázku je výchozí obraz na prostředním odezva Laplaceho a na posledním obrázku je výsledek ostření. [3].....	31

Obr. 8.7 Detekce hran operátorem Prewittové rozměru $3 \cdot 3$ . a) hrany v severním směru (čím je pixel světlejší, tím je hrana silnější). b) hrany ve východním směru. c) silné hrany z a), které byly získány prahováním. d) silné hrany z b). [3].....	32
Obr. 8.8 Příklady symetrického okolí bodu. [3].....	33
Obr. 8.9 Vyhlazování šumu s Gausovým rozdělením. a) výchozí obraz, b) uměle přidán Gausovský šum v jas, c) výsledek obyčejného průměrování v okně $3 \cdot 3$ , d) výsledek obyčejného průměrování v okně $7 \cdot 7$ . [3] .....	34
Obr. 8.10 Na jasových rozhraních je potřeba filtrovat jen v pixelech příslušejících objektu. Křížek označuje reprezentativní pixel. [3].....	34
Obr. 8.11 Osm možným poloh rotující masky. Je možné volit i jiné tvary masky než čtverce. [3].....	34
Obr. 8.12 Filtrace mediánem. a) výchozí obraz, b) umělé porušení impulsním šumem, c) výsledek filtrace mediánem. [3].....	35
Obr. 9. 1. Ukázka ohraničení ložiska v programu FOTOM. [9].....	36
Obr. 9. 2. Měření vzdálenosti dvou objektů v programu FOTOM. [9].....	36
Obr. 9. 3. a) nevhodně vygenerované body, b) vhodně vygenerované body. [9].....	37
Obr. 10. 1. Navržené uživatelské rozhraní v programu Matlab.....	38
Obr. 10. 2. a) ukázka odečtení dvou obrazů. a) nativní snímek převedený v uživatelském rozhraní do negativu, b) snímek s aplikací KL, c) výsledný odečtený obraz.....	39
Obr. 10. 3. a) CT sken dutiny břišní, b) d zázornění ložiska v pravé ledvině, zpracování obrazu provedeno v programu Matlab.....	40
Obr. 10. 4. Ukázka posouzení viditelnosti ložisek v játrech bez a po podání KL.....	40
Obr. 10. 5. Ukázka zpracování obrazu v uživatelském rozhraní. Metastatické postižení jater. a) původní snímek, b) negativ, c) změna jas, d) změna kontrastu, e) kostní okno, f) vykreslení ložisek, g) změna barvy, h) výsledek odečtení snímku s a bez kontrastu, i) doostřovací filt, j) prahování, k) LoG, l) vyhlazovací filtr- mediánový.....	42
Obr. 10. 6. Grawitzův tumor pravé ledviny, ložisko ohraničené v programu FOTOM, a) nativní vyšetření, b) vyšetření s aplikací KL. ....	43
Obr. 10. 7. Grawitzův tumor pravé ledviny, ložisko ohraničené v programu FOTOM, a) první vyšetření pacienta, b) vyšetření s odstupem času. ....	44

Obr. 10. 8. Ukázka ohrazení a změření velikosti ložiska v programu FOTOM, (první vyšetření provedené u pacienta).....	44
Obr. 10. 9. Ukázka ohrazení a změření velikosti ložiska v programu FOTOM, (vyšetření provedené v osmiměsíčním odstupu od prvního vyšetření).....	44
Obr. 10. 10. Úprava snímku v programu FOTOM, 3D.....	45
Obr. 10. 11. 3D model, Grawitzův tumor. ....	45
Obr. 10. 12. 3D model, Grawitzův tumor, drátěný model.....	46
Obr. 10. 13. Grawitzův tumor, ložisko z vyšetření pořízeného s odstupem času.....	46
Obr. 10.14. 3D model, Grawitzův tumor, obsah 5,36mm <sup>2</sup> , vyšetření provedeno 4. 1. 2013.....	47
Obr. 10. 15. 3D model, Grawitzův tumor, obsah 5,01 mm <sup>2</sup> , vyšetření provedeno 20. 9. 2013.....	47

## Obsah tabulek a grafů

Tabulka 1 Zastoupení všech pacientů vyšetřených v roce 2013 dle pohlaví.....	49
Tabulka 2 Zastoupení všech pacientů vyšetřených v roce 2013 dle věku.....	50
Tabulka 3 CT vyšetření prováděná v roce 2013 v nemocnici v Novém Jičíně.....	51
Tabulka 4 Zastoupení pacientů, kterým bylo provedeno CT břicha dle pohlaví.....	51
Tabulka 5 Rozdělení pacientů s vyšetřením CT břicha v roce 2013 dle roku narození.....	52
Tabulka 6 Diagnózy. ....	53
Tabulka 7 Onkologické diagnózy dutiny břišní.....	55
Graf 1 Zastoupení všech pacientů vyšetřených v roce 2013 dle pohlaví.....	50
Graf 2 Zastoupení všech pacientů vyšetřených v roce 2013 dle věku.....	50
Graf 3 CT vyšetření prováděná v roce 2013 v nemocnici v Novém Jičíně.....	51
Graf 4 Zastoupení pacientů, kterým bylo provedeno CT břicha dle pohlaví.....	52
Graf 5 Rozdělení pacientů s vyšetřením CT břicha v roce 2013 dle roku narození.....	52
Graf 6 Diagnózy.....	54
Graf 7 Onkologické diagnózy dutiny břišní.....	54

# 1 Úvod

Tématem této diplomové práce jsou onkologické onemocnění dutiny břišní. Zobrazování jednotlivých onkologických onemocnění dutiny břišní bude prováděno výpočetní tomografií. Výpočetní tomograf je lékařská modalita, jejíž pomocí můžeme získat snímky požadovaných řezů lidského těla. Na základě těchto snímků, může lékař, radiolog, hodnotit onemocnění, jeho změny, expanzi do jiných orgánů atd. Určí tedy diagnózu onemocnění. Pokud je problém s rozlišením povahy ložiska, může být provedena biopsie pod CT kontrolou pro jeho hlubší prozkoumání. Po odebrání vzorků při CT kontrole se tyto odešlou na histologii, kde dojde k jejich laboratornímu přezkoumání.

Po celý průběh vyšetření od začátku do jeho konce spolu spolupracují radiologický asistent a lékař radiolog. Všechny parametry, rozsah, zvolené fáze vyšetření musí být voleny tak, aby odpovídaly povaze onemocnění, stavu pacienta a jeho přípravě.

Po ukončení vyšetření lékař pomocí speciálních softwarů upravuje získaný obraz. Tyto programy, které jsou k dispozici na lékařské konzoli, lékař využívá k tomu, aby lépe lokalizoval ložisko, porovnal jej s minulými vyšetřeními, zhodnotil případnou změnu.

Tato diplomová práce se zabývá vývojem a rozšířením nástrojů pro úpravu medicínských snímků v prostředí Matlab za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů při onkologickém onemocnění dutiny břišní.

Celá práce je členěna do jednotlivých kapitol. 2. kapitola se zabývá úvodem do rentgenové diagnostiky, popisuje dělení rentgenek, ohnisek a další základy. 3. kapitola řeší problematiku výpočetní tomografie. Zaměřuje se na dělení CT přístrojů, vznik denzitního obrazu, detektory rentgenového záření, mnohodetektorové, multi-slice a spirální CT, izotropní zobrazení a součásti CT přístroje. Kapitola č. 4 popisuje princip CT zobrazení. Kapitola č. 5 pojednává o CT vyšetření, zabývá se vyšetřovanou oblastí, vysvětluje pojmy, jako jsou obrazové parametry, šum, kontrastní látka, diagnostické a terapeutické vyšetření pomocí výpočetní tomografie. Zabývá se také otázkou volby CT modality a přípravou pacienta k CT vyšetření. Tématem kapitoly č. 6 jsou onkologická onemocnění dutiny břišní, kam je zahrnut tumor ledviny, tumor žaludku, tumor slinivky břišní, tumor jater, tumor tlustého střeva. 7. kapitola pojednává o zpracování CT vyšetření, mezi které patří postprocessingové metody, hodnocení rekonstruovaného obrazu, standardy pro provádění a hodnocení CT vyšetření a specifika jednotlivých vyšetření. V osmé kapitole se tato práce zabývá zpracováním obrazu ve smyslu digitalizace obrazu, prostorového rozlišení, jasového rozlišení, detekce hran a filtrací obrazu. Kapitola č. 9 je seznámení s programy, které se v další části práce uplatní v upravování snímků. Jedná se o zpracování obrazu v programu Matlab a ve Fotogrammetrickém systému FOTOM. Poslední kapitola č. 10 obsahuje již samotné zpracování CT skenů břišní dutiny za účelem následného posouzení onkologického onemocnění.

V samotném závěru této práce je provedeno statistické šetření, které se zabývá zpracováním dat týkajících se počtu CT vyšetření dutiny břišní provedených v roce 2013 v nemocnici v Novém Jičíně.

Celkové zhodnocení této diplomové práce je zahrnuto do poslední, dvanácté kapitoly.



## 2 Úvod do rentgenové diagnostiky

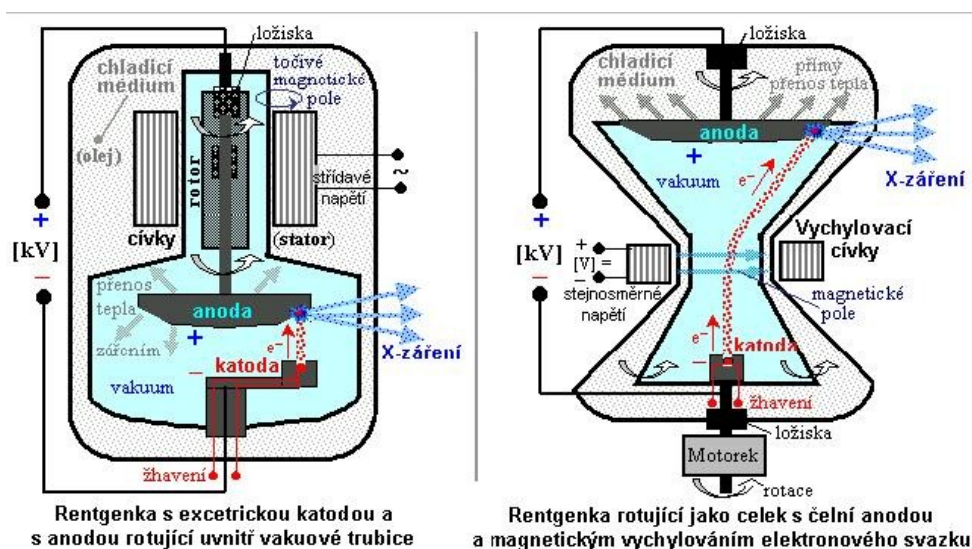
Zdrojem rentgenového záření je rentgenka. Rentgenka je vakuová elektronka, s velmi vysokým vakuem uvnitř. Nesmí v ní zůstat žádné částice vzduchu, jinak by se ionizovaly a nekontrolovatelně by se přidávaly do proudu elektronů, které míří na anodu. Rentgenka se skládá ze záporné katody a kladné anody. Katoda je tvořena wolframovým vláknem (0,2 - 0,3 mm). Wolfram používáme pro jeho stálost a vysoký bod tání. Po přivedení žhavicího proudu a žhavicího napětí o velikostech 7 A, 10- 12 V se spirálka katody zahřeje na 1800 stupňů celsia a emituje elektrony, ty jsou fokusační miskou, která je záporně nabitá, stahovány do úzkého svazku mířícího na anodu. Anoda je vyrobená z dobrého tepelného vodiče, část anody, na niž dopadají elektrony je označována jako ohnisko (fokus). Ohnisko anody je místem vzniku RTG záření, musí být proto konstruováno tak, aby bylo schopno zadržet a zabrzdit elektrony o velké kinetické energii. Což klade důraz na jeho mechanickou a tepelnou odolnost, je proto stejně jako katoda vyrobeno z wolframu legovaného rheniem. Na anodu je mezi tím přivedeno napětí, anodové napětí, které je mezi anodou a katodou o velikosti 30- 120 kV. Elektrony letí na anodu, množství elektronů letících na anodu se nazývá anodový proud a měří se v mA. Elektrony dopadají na termické ohnisko anody, odkud se odráží a vyrazí se ve formě RTG záření. 99% záření se přemění na teplo, 1% na RTG záření.

Největší přínos CT zobrazení spočívá ve významném zvýšení kontrastu výsledného obrazu. To znamená, že je možnost vyhodnotit co nejmenší změny zeslabení rtg záření v zobrazované scéně. Zvětšuje se energetická rozlišovací schopnost procesu zobrazení. Akviziční kontrast mezi dvěma sousedními pixely při konvenčním projekčním rtg zobrazení je dán stupněm odlišení útlumu na odpovídajících sousedních paprscích vymezených velikostí pixelů a vzdáleností rentgenka- obrazový detektor. Tento útlum je determinován výsledným lineárním součinitelem zobrazení všech struktur, kterými odpovídající paprsek prochází a tloušťkou snímané scény. Zobrazení jednoho pixelu tak reprezentuje zobrazení hodnoty paprskového integrálu daného pixelu. Maximální kontrast sumačního zobrazení je dán největší a nejmenší hodnotou paprskových integrálů ve snímané scéně. Maximální akviziční kontrast při rekonstrukčním tomografickém zobrazení je dán skutečným maximálním stupněm odlišnosti útlumu rtg záření ve dvou voxelech snímané scény. [1, 6]

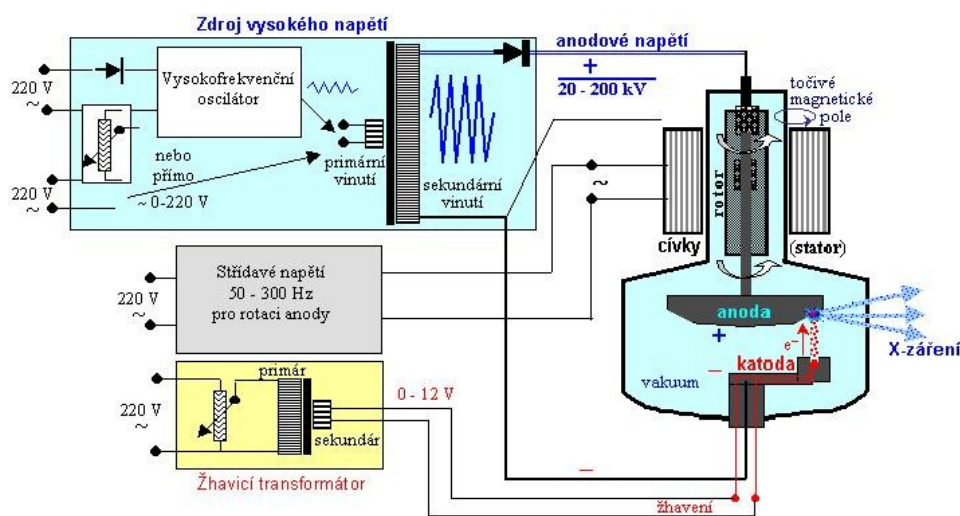
### 2.1 Dělení rentgenek

1. Rentgenka s pevnou anodou- používá se hlavně v terapii, její zatížitelnost je do 20 kWatt. Obsahuje měděný blok se dvěma otvory, jeden z těchto otvorů slouží pro vstup elektronů a druhý slouží pro výstup RTG záření. Katoda u těchto rentgenek je dvouohnisková má malé rozměry a nízkou cenu.
2. Rentgenka s rotační anodou- tato rentgenka se používá v diagnostice. Skládá se z anodového disku a tyče, které jsou spojené. Anoda má tvar mezikruží a po obvodu je skosená o 19°. Toto zkosení vytváří na anodě anodový pás. Díky rotaci anody je její termické ohnisko pokaždé na jiném místě rotujícího pásu. Počet otáček rotující anody je až 11 000/minutu. Je nutné, aby dobře odváděla teplo, teplo je vedeno do oleje, který je mezi krytem rentgenky a rentgenkou, poté sálá do prostoru vyšetřovny. Z tohoto důvodu jsou prostory vyšetřovny klimatizovány. Zatížitelnost rotující rentgenky je 50- 60 kWatt.

3. Biangulární rentgenka-princip je stejný jako u rotační rentgenky, tato rentgenka má ale pásy dva. Každý z nich je skosen jinak. Vnitřní  $10^\circ$  a vnější  $19^\circ$ . Je zde dvojohnisková katoda a spirály leží za sebou.
4. Rentgenka s oboustranným uchycením anody- hřídel rotující anody prochází celou rentgenkou. Katody má dva výstupy, jeden pro upevnění ložiska anody a druhý výstup pro uchycení a napájení excentricky umístěné katody. U této rentgenky se díky oboustrannému upevnění anody gyroskopické síly rozdělí a ložiska jsou namáhána méně.
5. Stratonky- rentgenka s přímým chlazením anody. Anoda je v přímém kontaktu s chladicím olejem. To znamená, že rentgenka nevyžaduje čas potřebný k chlazení rentgenky jako u výše zmíněných.
6. Mamografická rentgenka- mamografie je prováděná měkkou snímkovací technikou (20- 30 kV), k tomu musí být přizpůsobena i rentgenka. Tyto rentgenky mají rotační anodu, ohnisko je vytvořeno z molybdenu.



Obr. 2.1 Konstrukční provedení rentgenek v radiodiagnostice. [6]



Obr. 2.2 Elektrické napájení rentgenky. [6]

## Ohnisko

1. Termické ohnisko rentgenky- je tvořeno plochou anody, na které se přeměňuje kinetická energie elektronů na teplo a rtg záření. Jeho plocha určuje velikost měrného zatížení anody ( $\text{J} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{m}^{-2}$ ).
2. Elektronové ohnisko- je tvořeno plochou řezu elektronovým svazkem ve směru rovnoběžném s povrchem anody v pozici těsně pře dopadem na anodu. U rentgenky se stacionární anodou je elektronové a termické ohnisko totožné. U rentgenek s rotační anodou je termické ohnisko rozvinuto na celou plochu výseče rotačního kužele.
3. Optické ohnisko- je tvořeno plochou průmětu elektronového ohniska do roviny kolmé k centrálnímu paprsku primárního svazku rtg záření. Pro danou geometrii procesu zobrazení (vzdálenost ohnisko- scéna, scéna- receptor obrazu) určuje limitní dosažitelnou prostorovou rozlišovací schopnost procesu zobrazení, tzv. geometrickou neostrost. [1, 6]

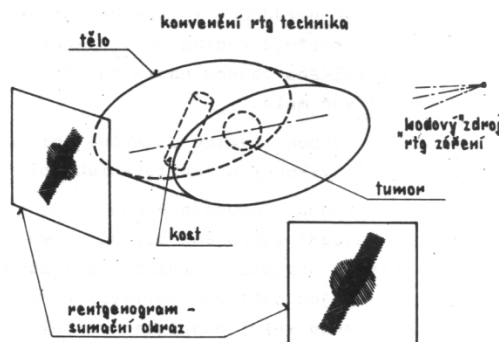
### 3 Výpočetní tomografie

Objev výpočetní tomografie je z hlediska medicínského významu často srovnáván s objevem paprsků X. A to hlavně z důvodu razantnosti a rychlosti, s jakou výpočetní tomografie pronikla do všech oblastí medicíny.

Autorem teorie snímkování jednotlivých vrstev lidského těla, jeho následným zpracováním a zrekonstruováním byl Allan Mac Leod Cormack. Tento muž položil základy výpočetní tomografie už v roce 1963. Na Cormackově teorii až v roce 1972 zrekonstruoval první výpočetní tomograf fyzik Godfrey Newbold Hounsfield. Od nápadu k uvedení do provozu utekla velmi dlouhá doba. Problémem byly nároky na rychlost zpracování velkého množství dat. Proto až vysoká úroveň výpočetní techniky umožnila úplný zrod a vývoj výpočetní tomografie. V roce 1979 dostal p. Hounsfield za tento přínos do medicíny Nobelovu cenu.

Výpočetní tomografie se časem vyvíjela, došlo k zavedení nových konstrukčních prvků, kterými se dosáhla lepší rozlišovací schopnost, zmenšila se tloušťka vyšetřované vrstvy a zkrátila se doba expozice, což vedlo k menšímu zatížení pacienta. Došlo i k nahrazení původních matematických postupů rekonstrukce obrazu jinými, které zkrátily dobu rekonstrukce jednotlivých vrstev. Díky tomu dnešní přístroje pracují skoro v reálném čase. Revolučním nálezem bylo objevení a zavedení kontinuální rotace gantry, nazývané slip- ring technology v roce 1987. Po tomto objevu následoval vznik spirálního CT v roce 1989. Je nutné říct, že i přes tyto všechny objevy a mimořádná zdokonalení výpočetního tomografu dochází stále k dalším pokrokům a zdokonalení této modality.

Klasické RTG zobrazení je planární, jde tedy o dvourozměrnou projekci denzity tkáně do určité roviny. Skutečná tkáň je však objekt trojrozměrný, to znamená, že planární obraz, který je dvourozměrnou projekcí skutečnosti, může zachycovat jen část reality. O uspořádání tkáně v hloubkovém třetím rozměru, kolmém k zobrazované rovině, nemůžeme z planárního obrazu nic zjistit. U planárních obrazů může docházet k překrývání a superpozici struktur uložených v různých hloubkách.



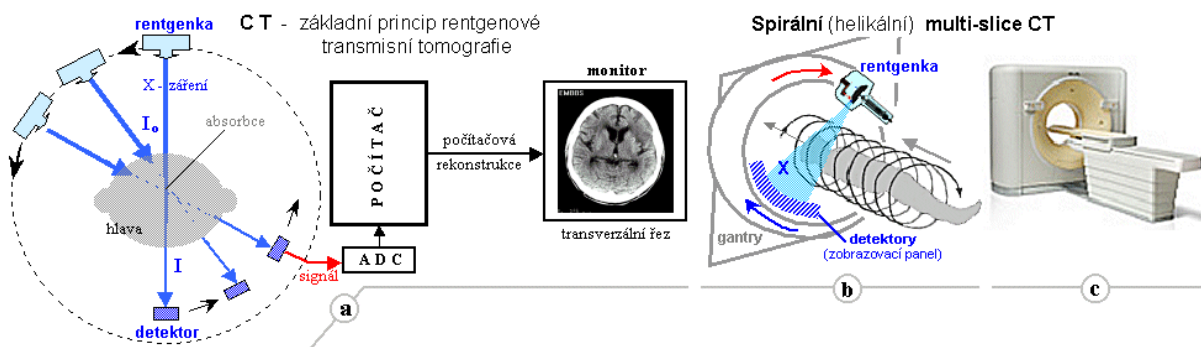
Obr. 3.1 Sumační obraz. [6]

Pomáháme si zde zobrazením vyšetřované oblasti ve více různých projekcích, avšak riziko falešného nálezu či neodhalení anomálie v hloubi organismu, překryté jinou strukturou, nelze nikdy vyloučit. U planárního zobrazení dochází k prozařování X- záření z různých hloubek k superpozici a sumování informace o rozložení denzity ze všech hloubkových vrstev tkání a orgánů do společného obrazu. Výsledná odezva v obraze je součtem příspěvků z jednotlivých vrstev tkáně a to z míst vyšetřované léze, ale i z vrstev, které se nacházejí nad lézí a pod lézí. Tímto se detaily struktury vyšetřovaného orgánu v určité hloubce zastírají obrazovými informacemi ze vzdálenějších a bližších

vrstev. Jednotlivé tkáně a orgány jsou na planárním snímku zobrazeny sumárně, překrývají se. Nejsme vždy jednoznačně schopni určit, kterými orgány a strukturami rentgenové paprsky prošly a byly jimi zeslabeny. Superpozice záření z různých hloubek zobrazovaného objektu vede ke snížení kontrastu zobrazení struktur a lézí. Pro odstranění těchto nevýhod planární rentgenové diagnostiky a pro získání komplexního zobrazení struktur v různých hloubkách byla vyvinuta transmisní rentgenová tomografie, která poskytuje trojrozměrné zobrazení denzity tkání v organizmu. Velkou předností tomografického zobrazení je podstatně vyšší kontrastní zobrazení lézí, které na transversálních řezech nejsou překrývány zářením z okolních vrstev.

Předchůdkyní nynější počítačové tomografie byla pohybová tomografie, rentgenka a vyšetřovací stůl s pacientem se vůči sobě protisměrně posunovaly takovým způsobem, že pro vrstvu v určité hloubce se oba pohyby vykompenzovaly a získal se ostrý obraz, zatímco v ostatních vrstvách byl obraz pohybově rozmazán a tím méně zřetelný. Kvalita a kontrast tohoto zobrazení nebyly dostačující. Metoda je proto již dávno opuštěna.

Tomografické rtg zobrazení se dosahuje tím, že vyšetřovaná oblast se prozařuje rentgenovým zářením pod řadou různých úhlů v rozsahu  $0^\circ$ -  $180^\circ$ -  $360^\circ$ . Rentgenka a naproti ní umístěný detektor rentgenového záření rotují kolem těla pacienta, přičemž úzký svazek rentgenového záření prozařuje vyšetřovanou tkáň a jeho intenzita je detekovaná a převáděna na elektrický signál, vyhodnocuje se zeslabení paprsků v důsledku absorpce tkáně. Z množství integrálních hodnot získaných prozařováním pod řadou úhlů se pak metodou zpětné projekce provede rekonstrukce absorpční mapy, čímž vznikne denzitní obraz příčného řezu vyšetřovanou oblastí. Na tomto obrazu jsou citlivě a s vysokým rozlišením zobrazeny struktury uložené v různých hloubkách organizmu. Jedná se o obraz tomografický. Postupným podélným lineárním posunem pacienta vzhledem k systému rentgenka-detektor můžeme vytvořit řadu obrazů příčného řezu, jednotlivých vrstev. Tyto jsou umístěny vedle sebe a vytvářejí trojrozměrný tomografický obraz vyšetřované oblasti.



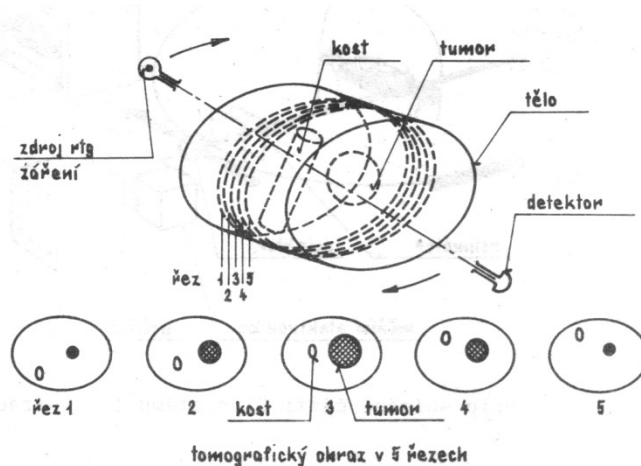
**Obr. 3.2 Rentgenová výpočetní tomografie, a) Základní principiální schéma, b) Princip spirální CT, c) Přístroj 64- slice CT. [6]**

Kromě prostorového tomografického zobrazení je hlavní předností CT v porovnání s konvenčním rtg zobrazením podstatně vyšší kontrast. Při CT vyšetření je možnost rozpoznat a zobrazit i nepatrné rozdíly v lineárních součinitelích zeslabení rentgenového záření, které proniká vyšetřovanou tkáň. Je to dáno v prvé řadě principem zobrazení transversálního řezu pomocí úzkého paprsku bez ovlivnění sousedními vrstvami a elektronickou detekcí rentgenového záření, které je schopno zachytit jemnější rozdíly a širší rozsah dynamiky, než klasický rentgenový film.

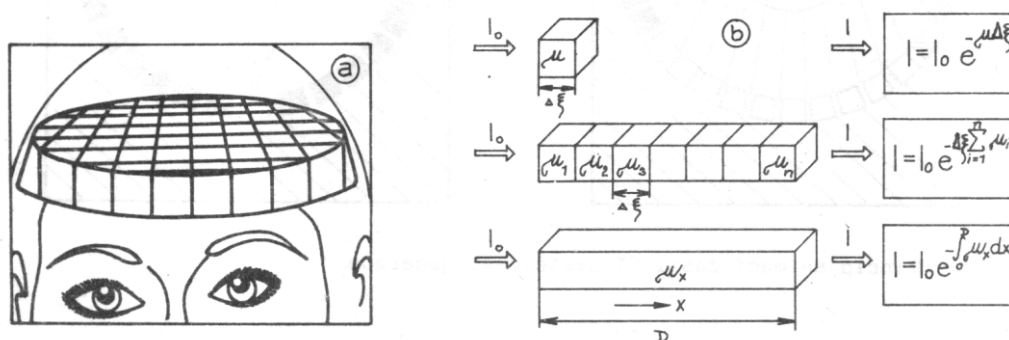
K výbornému denzitnímu rozlišení dále přispívají i metody počítačové rekonstrukce a filtrace obrazu, jakož i možnosti flexibilního nastavení optimální modulace obrazu (jas, kontrast). Počítačová

software pro CT má dále řadu nástrojů pro konstrukční úpravy obrazů, vytváření trojrozměrných obrazů určitých orgánů, rekonstrukci řezů i v jiných rovinách, než výchozí transversální, v níž byl pacient snímán.

Výsledkem CT jsou skutečné anatomické řezy tělem pacienta, na nichž je možné vidět orgány a tkáně samostatně, na rozdíl od planárního RTG, kde jsou zobrazeny sumárně a navzájem se překrývají.



Obr. 3.3 Vznik tomografických řezů. [6]



Obr. 3.4 Vznik CT řezů (Jednotlivé řezy objektu musí být rozděleny do sítě malých objemových elementů (voxelů) s čtvercovou základnou a s konstantní hodnotou útlumu). [6]

Před započítím vlastní diagnostické akvizice CT se obvykle provádí zkušební (průzkumové, plánovací) radiografické zobrazení, označené zkratkou SPR (Scan Projection Radiograph), je známé též pod názvy Scanogram nebo Topogram. SPR se snímá stacionárním (nerotujícím) systémem rentgenky a detektorů, většinou v projekci AP nebo PA, při němž se lehátko s pacientem posunuje přes gantry. Vzniká tím planární obraz podobný jako u klasické skiografie. Tento obraz pak slouží pro stanovení počátku a konce zobrazované oblasti těla. Dále může být obraz SPR použit pro expoziční automatiku, což je získání absorpčních údajů pro automatickou regulaci anodového proudu [mA] rentgenkou, aby bylo dosaženo optimalizace vztahu kvalitního obrazu a radiační zátěže pacienta. Tato technologie anatomické dávkové modulační v reálném čase podstatně snižuje radiační dávku při zachování kvality obrazů. [6]



### 3.1 Dělení CT přístrojů

1. Konvenční- tento typ přístroje byl dominantní do 90 let minulého století. Rentgenka v gantry CT přístroje vykonávala jednu otáčku ve směru hodinových ručiček a po posunu vyšetřovacího stolu do roviny další vrstvy vykonala otáčku opačným směrem. Mezi jednotlivými řezy se pohyb rentgenky zastavil.

#### Vývoj CT skenerů 1. generace

- Rotačně- translační pohyb rentgenky a jednoho detektoru kolem pacienta v půlkruhu se zastavením po otočení o 10- 15 °
- Po zastavení rotace došlo k lineárnímu posunu systému nad celým zobrazovaným objemem dané vrstvy, tento jev se nazývá translace
- Expoziční doba činí několik minut
- Úzký primární svazek RTG záření
- Využití záření bylo neekonomické
- Nevýhodou byla vysoká radiační zátěž pacienta
- Záření je zachycováno maticí detektorů, matice mají rozměry 80x80

#### Vývoj CT skenerů 2. generace

- I zde zachován rotačně- translační pohyb
- Snímání se provádělo po otočení o menší úhel za použití širšího svazku záření
- Počet detektorů byl 10- 50 a byly upevněny na sektorové matici
- Expoziční časy klesly na 50- 10 sekund
- Doba na vytvoření jednoho obrazu byla 10- 20 sekund
- Během expozice se provádělo více jak trojnásobek měření oproti první generaci, až 54 000

#### Vývoj CT skenerů 3. generace

- Isocentrický rotační systém (dnes nejpoužívanější typ)
- Počet detektorů se zvýšil až na 1000 a jsou uloženy na kruhové výseči
- Tento typ dokázal provést 170 000 až 180 000 měření během řádově vteřin
- Měření jsou prováděna v odstupech 1° až 0, 5 °
- Rozbíhající se svazek záření prozařuje celý objem

#### Vývoj CT skenerů 4. generace

- Tento typ CT skenerů je rotačně stacionární, rotuje zde jen rentgenka
- Svazek záření je velmi úzce vycílený
- Detektory jsou rozmístěny rovnoměrně po celém obvodu gantry, jejich počet je kolem tisíce
- V okamžiku, kdy je svazek záření izocentricky namířen proti detektoru, je tento detektor zatěžován oslabujícím se okrajovým zešíklým paprskem, díky tomu se zkresluje výsledek a je nutná korekce. Kvůli tomuto problému se výrobci pokoušeli o odstranění nežádoucí rozptýlené zátěže detektorů jejich nakloněním podle polohy rentgenky, a to z toho důvodu,

aby byla isocentricita s rentgenkou co nejdelší (v tomto případě se mluvilo o 5. Generaci CT přístrojů).

- Přístroje 4. Generace se v praxi příliš nerozšířily

#### Vývoj CT skenerů electron beam CT

- Dříve označované jako 6. generace
  - Nazývané vzhledem k velmi krátkým skenovacím časům, které dosáhly až 10 ms, ultra fast CT
  - Rentgenka zde byla nahrazena urychlovačem, elektronovým dělem
  - Kolem otvoru gantry jsou wolframové anodové prstence, na které dopadají elektrony
  - Využívá se pro vyšetřování srdce
  - Výrazná ekonomická náročnost- v ČR není žádný přístroj, nejbližší je v Gratzu v Rakousku
2. Spirální- v dnešní době především multidetektorové CT (MDCT) nebo multislice CT. U spirálního typu jde o kontinuální jednosměrnou rotaci systému rentgenka- detektory. Umožnilo to až zavedení nového způsobu přenosu signálu z detektoru a energie k rentgence. Tato technologie se nazývá „slip- ring technology“. Pevné kabely jsou zde nahrazeny systémem po sobě klouzajících kontaktů a prstenců z vodivého materiálu. Tento prvek umožnil na začátku 90. let 20 století rychlé rozšíření revolučního spirálního, přesněji helikálního způsobu skenování. [6]

## 3.2 Vznik denzitního obrazu

Má-li podle obr. 2.1 vlevo svazek rentgenového záření, emitovaný rentgenkou a dopadající na vyšetřovanou oblast, počáteční intenzitu (tok fotonů za 1 s)  $I_0$ , pak jeho intenzita  $I$  po průchodu tkání bude

$$I = I_0 \cdot e^{-\sum \mu(i,j) \cdot \Delta x}$$

Kde  $\mu(i, j)$  je lineární součinitel zeslabení rentgenového záření pronikajícího místem tkáně o souřadnicích  $i, j$  a  $\Delta x$  je velikost (délka ve směru paprsku) elementu tkáně. Hodnoty koeficientu  $\mu(i, j)$  závisí na lokální hustotě a protonovém čísle jednotlivých míst tkáně. Logaritmováním se tento vztah dá upravit na tvar

$$\ln(I/I_0) = \sum \mu(i, j) \cdot \Delta x$$

Tento tvar říká, že logaritmus poměru intenzit rentgenového záření vstupujícího do vyšetřované tkáně a rentgenového záření z ní vystupujícího, se rovná součtu součinů lineárních koeficientů zeslabení  $\mu$  a drah  $\Delta x$ , které fotony rentgenového záření v jednotlivých místech tkáně překonávají. Měřením při různých polohách (úhlech) rentgenky a detektorů se získá řada hodnot zeslabovacího poměru

$\ln(I/I_0)$ . Počítač pak v zásadě řeší soustavu lineárních rovnic shora uvedeného tvaru, čímž se získají hodnoty lineárních součinitelů zeslabení rentgenového záření tkáňových elementů v jednotlivých místech tkáně. Vzniká tak obraz denzity tkáně v transversálním řezu.

V praxi se nepostupuje výše uvedeným přímočarým způsobem. Výsledný transversální CT obraz se získává počítačovou rekonstrukcí z jednorozměrných profilů distribuce intenzity prošlého paprsku rentgenového záření při otáčení rentgenky a protilehlých detektorů kolem vyšetřovaného objektu. Pro tuto rekonstrukci se používá většinou metody filtrované zpětné projekce, někdy i dokonalejší metoda iterativní rekonstrukce (iterativní rekonstrukce je matematický algoritmus pro hledání nejvěrnějšího obrazu postupnými aproximacemi a zpřesňováním výchozího „hrubého“ obrazu. Vychází z obrazu získaného zpětnou projekcí a spočívá v několikanásobném opakování čtyř po sobě následujících kroků, které nazýváme „rekonstrukční smyčky“:

1. V prvním kroku se z obrazu vytvořeného zpětnou projekcí vypočítají opačným postupem znovu jakoby původní data.
2. Tato data se pak porovnávají s „hrubými“ daty skutečně nasnímanými při detekci.
3. Podle zjištěných odlišností se upraví nová data pro zpětnou projekci.
4. Znovu se vypočítá obraz a celá operace se opakuje.

Po několika opakováních těchto iterací získáme čistý a kvalitní obraz. Počet iterací lze nastavovat a optimalizovat. Do procedury se zařazují korekční algoritmy a metody filtrace šumu.)

Denzita vyšetřované tkáně se většinou porovnává s denzitou vody. Voda v obraze CT je číselně prezentovaná v tzv. Hounsfieldových jednotkách  $HU = 1000 \cdot (\mu_{tkaně} - \mu_{voda}) / \mu_{voda}$ . Použitím faktoru 1000, místo obvyklého 100, kde bychom dostávali desetinné hodnoty, odráží vysoké denzitní rozlišení CT. Nulové denzity (vakuum, vzduch) odpovídá hodnota  $HU = -1000$ , pro vodu je  $HU = 0$ , kosti mají denzitu řádově  $HU = 100 / 1000$ , někdy i vyšší. Provzdušněné plíce mají  $HU$  cca  $-800$  HU, tuk  $-40$  /  $-120$ , denzita měkkých tkání je  $HU = 20 / 80$ . Tak velký rozsah denzit není obrazovka počítače schopna lineárně jasově zobrazit, rovněž lidské oko je schopno rozlišit jen několik desítek stupňů šedi. Pro optimální prezentaci obrazu si proto pomáháme vhodnou modulací jasu a kontrastu obrazu. Pokud nás zajímají rozdíly v tkáních s podobnou denzitou, což jsou například měkké tkáně, vybíráme pomocí této modulace z celé škály denzit jen úzkou část- tzv. okénko, jehož škálu denzit zobrazíme v celém jasovém rozsahu obrazovky. Dostáváme tak dobře prokreslené obrazy požadovaných struktur a posunováním okének můžeme postupně získávat detailní informace o tkáních s různými denzitami. [6]

### 3.3 Detektory rentgenového záření pro CT

Úkolem těchto detektorů je zachytit fotony rentgenového záření procházejícího vyšetřovanou tkání a přeměnit je na elektrické signály pro další elektronické zpracování za účelem počítačové rekonstrukce denzitních řezů. Základním požadavkem je zde vysoká citlivost detekce fotonů rentgenového záření a vysoká rychlost detekce, tj. krátká mrtvá doba. Pro detekci rentgenového záření se nejčastěji používají dva druhy detektorů:

- Ionizační komory- plněné stlačeným plynným xenonem (více anod a katod v jedné trubici tvoří řadu detektorů).
- Scintilační detektory- obsahují scintilační krystaly. Scintilátory založené na keramických materiálech jako jsou např. kysličníky křemíku, dopovaných vzácnými zeminami jako je gadolinium, yttrium se někdy označují jako UFC (Ultra Fast Ceramic)- ultrarychlé keramické detektory. Scintilační záblesky jsou snímány buď fotonásobiči, nebo fototranzistory. [6]

### 3.3.1 Mhohodetektorové, multi- slice a spirální CT

Postupné snímání CT obrazů systémem jedné rentgenky a jednoho detektoru bylo značně zdoluhavé, jeden řez trval několik minut. U novějších generací přístrojů CT se používá většího počtu detektorů, přibližně 1000. Původní generace CT přístrojů během jedné rotace snímala jen jeden příčný řez vyšetřovanou oblastí. Pro zvýšení rychlosti CT vyšetření rozsáhlejších oblastí je u novějších generací přístrojů použito vždy několik detektorů, resp. několika prstenců detektorů, umístěných vedle sebe v podélném /axiálním směru- MDCT (Multi Detector CT). To umožňuje současné snímání několika transversálních řezů vedle sebe, vyšetření několika tenkých vrstev současně. Hovoříme o „více- řezových“, tzv. multi- slice CT přístrojích. Přístroje jsou 4, 6, 8, 16, 64- slice- ových CT. Jedná se o vysokorychlostní multidetektorové systémy MDCT. Jednotlivé transversální řezy můžeme snímat dvojím způsobem

- Sekvenční skenování- kde se rotačně pohybuje jen systém rentgenka- detektory a lehátko s pacientem se nepohybuje. Jednotlivé vrstvy se snímají postupně- nezávisle jednotlivými prstenci detektorů.
- Spirální (helikální) CT- během otáčení rentgenky probíhá pomalý automatický posun lehátka s pacientem, zde je možnost dosáhnout celotělového CT zobrazení. Vodorovná vzdálenost, o kterou se lehátko posune mezi dvěma sousedními oběhy rentgenky, se nazývá pitch- faktor [mm].

Cone- Beam CT- pro některé účely se používá CT zobrazení s široce kolimovaným kónickým svazkem rentgenového záření, který prozařuje pacienta a dopadá na protilehlý zobrazovací flat- panel. Rentgenka a protilehlý flat- panel rotují kolem vyšetřovaného objektu na společném gantry. Takový systém CBCT se instaluje na radioterapeutické ozařovače. [6]

### 3.4 Izotropní zobrazení

Izotropní zobrazení nám umožňuje zlepšenou detekci lézí a účinnost zobrazení tím, že umožňuje ortogonální přestavby obrazu bez ztrát prostorového řešení. Díky izotropnímu zobrazení můžeme při vyšetření zobrazit detailní strukturální změny (např. zobrazení pyramid), drobné léze, cévní struktury, vaskularizaci tumorů. Izotropní zobrazení ve všech směrech je multiplanární rekonstrukce. Díky izotropnímu zobrazení se výrazně zkvalitní 3D zobrazovací metody.

CT přístroje 1. až 3. generace využívají k získání tomografického řezu koordinovaný pohyb dvou ze tří prvků systému, a to rentgenky a detektorů záření. Tyto dva prvky rotují kolem vyšetřovaného pacienta v laborantem určené vyšetřované oblasti.

Při klasické tomografii pořizujeme vrstevné snímky, nazývané tomogramy. Na tvorbě tomogramů se podílí rentgenka, kazeta s filmem a pacient. Na rozdíl od analogové tomografie výpočetní tomografie používá přímého záznamu na filmový materiál, snímá se proslé rentgenové záření. Detektor registruje oslabení záření po průchodu tělem pacienta. CT pracuje na denzitometrickém principu. Záznam se skládá z celé řady dílčích registrací proslého rentgenového záření v odlišných polohách rentgenky a detektorů ve zvolené axiální rovině. Po zpracování celé řady získaných sumárních číselných údajů se rekonstruuje číselná síť neboli matice. Číselné údaje jednotlivých bodů matice odpovídají proslému záření zachycenému detektory. Nazýváme je Hounsfieldovým absorpčním koeficientem. Jednotlivým absolutním hodnotám je ve dvourozměrném obraze přiřazen různý stupeň odstínu šedi. Absorbující materiály tvoří v CT obraze světlé až bílé plošky, naopak málo absorbující části těla se jeví jako plošky tmavé.

Výsledný CT obraz se skládá z dvourozměrné sítě čtverečků, matrix. Plocha je ve zvolené matici/ matrixu rovnoměrně rozdělená na čtvercové prvky, pixely. Velikost matice udává, z kolika pixelů se CT obraz skládá. Při vyšší matici získáme vyšší prostorové rozlišení a jemnější obraz. Plocha jednoho pixelu odpovídá absolutní číselné hodnotě a je odstínově homogenní.

Při CT vyšetření nevyšetřujeme plochu, ale objem. Získaná tomografická vrstva má tloušťku, výsledný obraz se tedy neskládá ze čtverců, ale z kvádrů. Prvek objemu je voxel. Velikost voxelu je závislá na velikosti matice a tloušťce vrstvy.

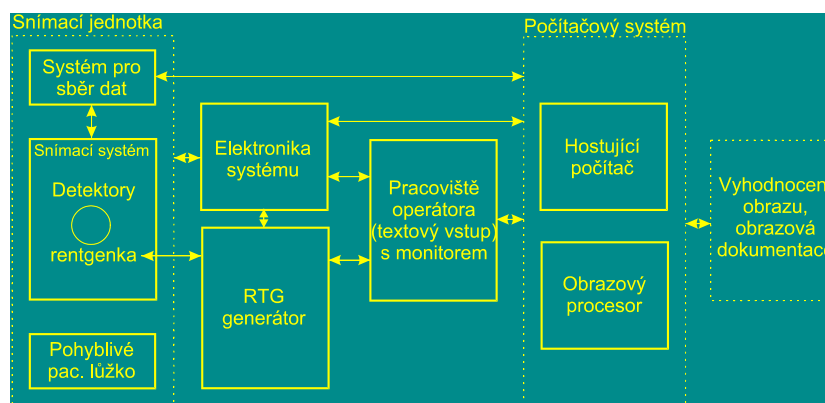
Moderní matematické postupy používají transformace, porovnávání logaritmovaných rovnic k rekonstrukci obrazu. Z nich jsou vykalkulovány absorpční koeficienty pro jednotlivé voxely. Hodnoty denzit vyjadřují stupně absorpce tkání, tato absorpce je vztažena k absorpci rentgenového záření ve vodě. Voda má stanovenou denzitu rovnou nule a denzitu vyšší než nula mají struktury s vyšší absorpcí než voda. Jedná se o všechny tkáně mimo vzduch a tuk. Hodnoty vzduchu a tuku jsou negativní. -1000HU odpovídá denzitě vzduchu. Nejvyšší hodnotu denzity v lidském těle naměříme u kompaktní kosti a zubů. Při rozsahu škály 4 000 HU je používané rozmezí -1 000 HU až +3 000 HU. Kvalita obrazu záleží hlavně na detailu obrazu, tedy na rozdílu zčernání dvou sousedních míst. Kvalita CT vyšetření je tím větší, čím nižší měřitelný rozdíl denzit je CT schopno zobrazit. [6]

### 3.5 Součásti CT přístroje

CT přístroje se konstrukčně liší, jsou ale i prvky, které mají všechny CT přístroje stejné, mezi ně patří:

1. Gantry, tento prvek obsahuje systém detektorů, RTG zářič, pohonná a řídicí ústrojí, kolimační systém, u některých typů přístrojů je zde obsažen i generátor záření
2. Polohovací lůžko pro pacienta
3. Řídicí a zobrazovací počítač
4. Obslužný pult s monitory
5. Generátor vysokého napětí
6. Dokumentační zařízení

Dalším příslušenstvím CT přístroje je automatická stříkačka na aplikaci kontrastní látky. Existuje tlaková jednohlavová i tlaková dvouhlavová stříkačka. Dvouhlavová stříkačka je vhodnější z důvodu možnosti aplikace kontrastní látky i fyziologického roztoku. Dalším příslušenstvím může být celkové vybavení místnosti. Například laserové centrační světla instalované po stranách místnosti slouží při CT zaměřování lézí, které jsou důležité pro další plánování ozařování na radioterapii.



Obr. 3.5 Základní uspořádání systému CT. [6]

## 4 Princip CT zobrazení

Signálový radiační tok používaný v procesu CT zobrazení k přenosu informace ze zobrazované oblasti je identický se signálovým radiačním tokem konvenčních a digitálních rentgenů.

Signálovým radiačním tokem je tok fotonů rtg záření generovaný z rentgenky. Spektrum použitého rtg záření je dáno aditivní superpozicí spojitého spektra (brzdné záření) a čarového spektra (charakteristické záření). Celková energie zářivého toku závisí přímo úměrně na použitém anodovém proudu rentgenky a na kvadrátu anodového napětí rentgenky. S rostoucím anodovým napětím se zkracuje vlnová délka generovaného spektra, tím se zvyšuje mezní energie elektronů. Při průchodu spektra homogenním prostředím dochází k jeho útlumu a k posuvu těžiště spektra směrem ke kratším vlnovým délkám (jev utvrzování svazku rtg záření).

Primární parametrické pole konvenčních zobrazovacích RTG systémů a rekonstrukčních CT systémů se od sebe do jisté míry liší. Rozdílnost spočívá ve skutečnosti, že akvizice obrazových dat u konvenčních projekčních systémů akceptuje spojitý charakter prostorové distribuce primárního parametru ve snímané scéně. Naopak sběrem a rekonstrukcí obrazových dat v procesu CT zobrazení dochází k prostorové diskretizaci scény na elementární objemy voxely, ve kterých je vyhodnocena hodnota velikosti primárního parametru. Nejdůležitějšími mechanismy interakce rtg záření, které vytvářejí modulaci signálového radiačního toku v procesu zobrazení, jsou vnitřní fotoelektrický jev a nekoherentní Comptonův rozptyl. Fyzikální veličinou, kterou se kvantitativně hodnotí útlum rtg záření ve scéně, je lineární součinitel zeslabení  $\mu$  [ $\text{cm}^{-2}$ ], resp. hmotnostní koeficient zeslabení  $\mu_m$  [ $\text{g}^{-1} \cdot \text{cm}^2$ ]. Při monoenergetickém rtg záření dochází průchodem zářivé energie intenzity  $I_0$  (tok fotonů) homogenním prostředím k jeho exponenciálnímu zeslabení, jehož strmost závisí na  $\mu$ .

Celkové zeslabení monoenergetického rtg záření závisí nejen na  $\mu$  ale i na tloušťce vrstvy, kterou zářivá energie prochází. Lineární součinitel zeslabení je závislý na atomovém čísle, hustotě prostředí a také na energii rtg fotonů. [6]



## 5 CT vyšetření

Při CT vyšetření je důležitá celá řada technicko- metodických prvků, které závisí na vyšetřované oblasti. Velice důležitá je správná příprava pacienta ze strany zdravotníků, ale také samotná spolupráce pacienta při celém vyšetření. Hlavními technicko- metodickými aspekty při CT vyšetření jsou:

- Určení rozsahu vyšetření, nastavení rovin vrstev
- Nastavení obrazových parametrů
- Podání kontrastní látky
- Zpracování obrazu

Je nutné říct, že CT vyšetření může provádět pouze specializovaný tým odborníků, ten by měl dodržovat zásady a pravidla, které jsou u jednotlivých vyšetření zavedeny, někdy je ale nutné improvizovat, k tomu je potřeba hodně zkušeností.

### 5.1 Vyšetřovaná oblast

Jako první se při CT vyšetření zhotoví topogram, jinak také toposken. Topogram je důležitý z hlediska orientace, stanovuje se na něm rozsah vyšetřované oblasti. Poté se provede sumační rentgenový snímek této oblasti. Pravidelně se dělá jen v předozadní projekci a to hlavně kvůli dosažení co nejnižší dávky, lze doplnit bočnou a v některých případech i šikmou projekci.

Po sjetí topogramu se udělá nativní vyšetření, jeho rozsah je stanoven právě tím výběrem, který se zvolí na topogramu. Nativní vyšetření nám ukáže jednotlivé řezy vyšetřované oblasti a to jeden pěkně za druhým. V případě potřeby se dále pokračuje další fází, která se nazývá kontrastní. Pacientovi je pomocí speciální automatické stříkačky vpravena do žíly kontrastní látka. Rozsah vyšetření se může ponechat stejně jako při nativní části nebo se podle potřeby upraví. Další fází, je fáze zpožděná. Tato se liší podle vyšetřované oblasti, u vyšetření dutiny břišní se liší u fáze zaměřené na játra, kde se zpoždění pohybuje okolo 5 minut, u ledvin to činí 7 minut a v případě močového měchýře až 10 minut.

### 5.2 Obrazové parametry

Prvotní digitální informace o rozložení absorpčních koeficientů vyšetřovaných tkání jsou před posledním zpracováním v počítači v podobě hrubých dat. Je proto důležité stanovit obrazové parametry vyšetření. Mezi tyto parametry patří: velikost zobrazovaného pole, výpočetní algoritmus, stanovení intervalu vzdálenosti mezi rekonstruovanými vrstvami. Tyto parametry se stanovují již před zahájením skenování. Důležité je si uvědomit, že hrubá data mají větší nároky na kapacitu paměti oproti konečným obrazovým datům. Pokud hrubá data neuložíme, uloží se pouze definitivní data, se kterými lze pracovat pouze s pomocí softwarových možností postprocesingu.

Rozlišovací schopnost obrazu lze stanovit pomocí velikosti zobrazovaného pole FOV ( field of view). Velikost FOV se nejčastěji nastavuje na zhotoveném topogramu. Důležitá je volba vhodného výpočetního algoritmu pro zpracování naměřených hrubých dat, ovlivní se tím kvalita konečného zobrazení. Jde v podstatě o obrysovou manipulaci s obrazem. Chceme-li obraz vyhladit a snížit tím množství viditelného šumu pro lepší zobrazení, použijeme algoritmus nízké prostorové frekvence.

Naopak pro zостření a zvýraznění rozhraní použijeme algoritmus vysoké prostorové frekvence. Tímto algoritmem se zobrazí velmi drobné struktury, ale i viditelný šum. Tento algoritmus používáme pro zobrazení kostí.

Softwarové vybavení CT přístrojů umožňuje volit různé obrazové parametry pro další úpravy obrazu, například redukce pohybových, objemových artefaktů. Výhodou je libovolné nastavení vzdáleností mezi rekonstruovanými tomogramy u spirálního způsobu CT vyšetření.

Zhotovení kvalitních dvourozměrných nebo trojrozměrných rekonstrukcí, které jsou potřebné hlavně u CT angiografických vyšetření, vyžaduje výpočet zdrojových vrstev v těsnějších vzdálenostech. Při spirálním CT vyšetření můžeme získat téměř neomezené množství obrazu, omezujícím faktorem jsou zde kapacita paměti a rychlost počítače.

## Šum

Důležitý pojem u CT vyšetření je šum, jde o artefakt. Šum- kvantový šum je zaviněn sníženým počtem fotonů. Je zdrojem statisticky významného kolísání zjišťovaných hodnot. Snížení tohoto kvantového šumu je možné zvýšením počtu fotonů, tedy zvýšením dávky záření. Zdrojem šumu a artefaktů je i sekundární záření a kolísající intenzita RTG záření. K potlačení vlivu intenzitních změn slouží okrajové detektory, které kontrolují skutečné hodnoty záření vycházející z rentgenky. Strukturální šum je dán anatomickými podmínkami vyšetřované oblasti. Oblasti s velkými rozdíly absorpce na rozhraní kosti a měkkých tkání jsou častým zdrojem šumu.

## 5.3 Kontrastní látka

Jedním z problémů při rentgenovém vyšetření je, že zobrazované měkké tkáně mají malé rozdíly v absorpci rentgenového záření, to vede k nízkému kontrastu zobrazení a obtížnosti rozlišení některých struktur. Tkáně lidského těla jsou tvořeny především atomy lehkých prvků, jako jsou vodík, uhlík, kyslík, dusík, sodík, ... V určitých případech lze přirozené absorpční rozdíly mezi tkáněmi zvýšit a zlepšit tak výsledný kontrast RTG obrazu aplikací vhodných kontrastních látek. Kontrastní látky uměle zvyšují kontrast zobrazení tkání tím, že vyvolají větší rozdíly v absorpci rentgenového záření vyšetřované tkáně vůči okolí. Většinou se snažíme zvýšit absorpci rentgenového záření použitím látek obsahujících atomy těžkých prvků jako je baryum, které se používá např. při vyšetření žaludku nebo jódu, který je používán při vyšetření cév a orgánů. Vpravíme-li takovou látku do vyšetřovaného místa- zažívacího traktu, cév, žlučových či močových cest, vykazuje tato naplněná struktura výrazně zvýšenou absorpci rentgenového záření a na rentgenovém obraze je zřetelně a kontrastně zobrazena včetně případných defektů a anomálií. Po aplikaci se kontrastní látky mohou dostat do vyšetřovaného orgánu buď přímo (přímá aplikace do trávicí trubice nebo cév), nebo nepřímo přes metabolismus (zobrazení struktur v játrech nebo ledvinách). Kontrastní látky se třídí podle různých kritérií. Podle rozpustnosti ve vodě: nerozpustné (baryová suspenze, jódové látky olejové a suspenzní) a rozpustné (hydrosolubilní). Podle jejich ionizace (disociace) v roztoku: ionické a neionické. Podle farmakokinetiky, metabolismu v organismu a způsobu vylučování: nefrotropní (vylučované ledvinami) používané pro angiografii, urografii, kontrastní CT vyšetření, dále hepatotropní (vylučované játry a žlučí) používané pro cholangiografii. Z hlediska dosažené změny absorpce rentgenového záření dělíme kontrastní látky do dvou základních typů:

- Pozitivní kontrastní látky- tyto zvyšují absorpci rentgenového záření. Nejčastěji jsou používané kontrastní látky na bázi barya a jódu. Síran barnatý ( $\text{BaSO}_4$ ) je ve vodě nerozpustná

sloučenina, jejíž suspenze se používá při vyšetření trávicího traktu. V současné době jsou nejčastěji používané kontrastní látky na bázi jódu, který má dvě výhodné vlastnosti:

1. Jód vykazuje vysokou absorpci pro rentgenové záření o energiích používaných v RTG diagnostice- poskytuje dobrý pozitivní kontrast struktur, do nichž se dostane.
  2. Jód může vytvářet sloučeniny s řadou organických látek, které se v organismu chovají potřebným dobře definovaným způsobem. V takové organické látce jsou absorpční vlastnosti pro rentgenové záření dány navázanými atomy jódu, zatímco ostatní organická část molekuly určuje farmakokinetiku a distribuci látky v organismu- kam se látka dostane či kde se vychytá, jakým způsobem se bude z organismu vylučovat. Jódové kontrastní látky se používají ve formě organických sloučenin, v nichž je jód pevně vázán, většinou v benzenových jádrech cyklických (aromatických) uhlovodíků. Je to především kyselina trijódaminobenzoová, kde jsou na benzenové jádro navázány na 3 atomy jódu. Dále se používají deriváty pyridinu s jedním nebo dvěma navázanými atomy jódu v molekule. Ve vodě rozpustné (hydrosolubilní) kontrastní látky, zvláště ionické, mohou v organismu vyvolávat některé nežádoucí vedlejší účinky, nebezpečné mohou být alergické reakce.
- Negativní kontrastní látky- snižují absorpci rentgenového záření. Jsou to především plyny (vzduch, oxid uhličitý), které se aplikují do dutin (např. páteřní kanál). Dnes se již prakticky nepoužívají. V některých případech, zvláště u zažívacího traktu, se používá tzv. dvojité kontrast: nejprve se aplikuje pozitivní kontrastní látka (baryová suspenze) a potom negativní kontrastní látka- vzduch, který roztáhne pozitivní kontrastní látku ke stěnám vyšetřovaného objemu.

## 5.4 Diagnostické vyšetření pomocí výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie je důležitý nástroj v lékařském zobrazení, na radiodiagnostickém oddělení je doplňkem ultrasonografu a rentgenu. Diagnostické využití CT slouží k zobrazení určené oblasti a vyhodnocení její diagnózy, k charakteristice onemocnění, posouzení rozsahu ložiska jeho stagnaci nebo progresi. Můžeme zde zařadit CT vyšetření plic, břišní dutiny, mozku, krku, končetin, kloubů. Dále i funkční vyšetření, kdy zjišťujeme funkci orgánů, například při podání kontrastní látky a sledování jejího vylučování. Vyšetření břišní dutiny, kde můžeme díky kontrastní látce hodnotit arteriální, venózní a pozdní fázi vyšetření. Můžeme sledovat i naplnění tlustého střeva per rektum, kdy se krásně zobrazí tlusté střevo a jeho zakřivení, toto vyšetření se dělá u nemocných s karcinomem rekta. Do diagnostické části patří i biopsie pod CT kontrolou a to právě kvůli zjištění povahy odebraného ložiska. Ložisko je hodnoceno histologicky.

## 5.5 Terapeutické vyšetření pomocí výpočetní tomografie

Na rozdíl od diagnostického vyšetření, které slouží k popisu orgánů, určení charakteristiky rozsahu onemocnění. Terapeutické vyšetření slouží k léčbě. Nejčastěji vykonávané terapeutické výkony prováděné pod CT kontrolou jsou, biopsie a obstrukce. Pomocí biopsie může být z ložiska prokázáno u pacienta odsáta tekutina (krev, hnís,...), naaplikováno léčivo.

Obstrukce je vyšetření, kdy se aplikuje léčivo do oblasti páteřního kanálu. Provádí se to u pacientů s bolestmi bederní páteře hlavně z degenerativních příčin.

## 5.6 Volba CT modality

V jakých situacích zvolit právě CT modalitu se může odvíjet právě od výše zmíněných diagnostických nebo terapeutických vyšetření. Další možností je povaha onemocnění pacienta, věk, možné těhotenství pacientky, spolupráce ze strany pacienta, ale taky obyčejná příprava k vyšetření. CT vyšetření je vhodné zvolit hlavně při vyšetření velkých objemů, nutnosti vyšetření velkého rozsahu, jde o vyšetření efektivní, rychlé a z hlediska zobrazené informace v podobě řezů objektem mnohonásobně kvalitnější než klasický rentgen. Velmi důležité postavení má CT vyšetření u statimových vyšetření, kde došlo k mnohonásobným zlomeninám, krvácení do mozku, suture lebky, krvácení do dutiny břišní, ruptuře velkých tepen, které ohrožují pacienta na životě. Díky této modalitě můžeme pacienta rychle a kvalitně vyšetřit bez zbytečného natáčení, ohýbání. Po přesunu na vyšetřovací stůl leží pacient v klidu.

## 5.7 Příprava pacienta k CT vyšetření

Před CT vyšetřením je nutno vyřešit mnoho formalit. Důležité je mít žádanku od indikujícího lékaře, vyplněný informovaný souhlas, ten se případně může vypsát až na místě. A poté se může přejít k vlastní přípravě. Příprava se odvíjí od druhu vyšetřované oblasti, povahy onemocnění, stavu pacienta, alergií pacienta, rozhodnutí lékaře.

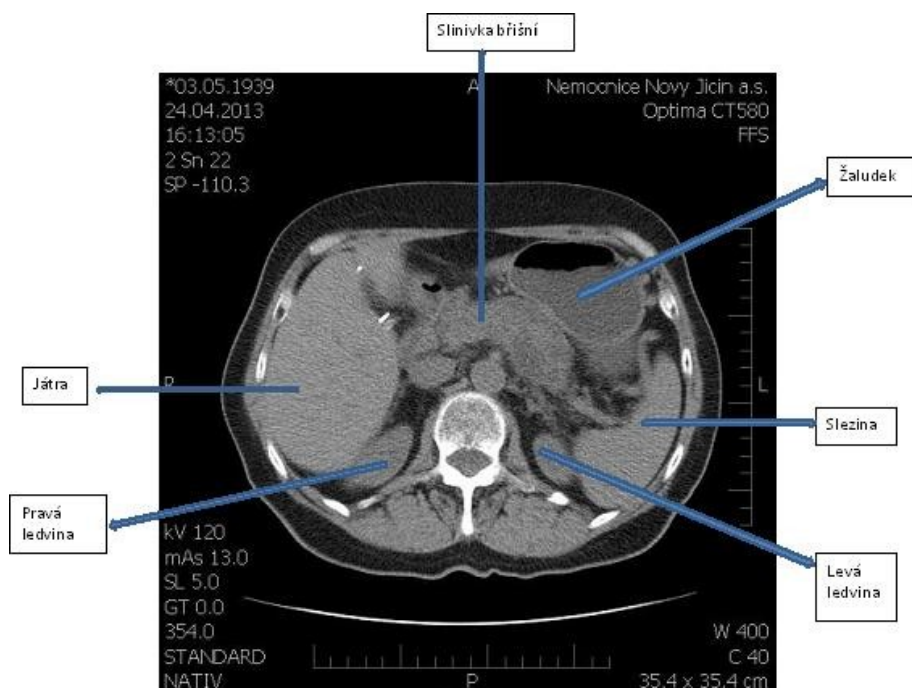
Základní přípravou, která je platná pro skoro všechny vyšetření, je lačnost pacienta, je nutné, aby dotyčný minimálně 4 hodiny před vyšetřením nejedl, pít může. Pokud je alergický na jodovou kontrastní látku musí mu být podána indikujícím lékařem řádná prednisonová příprava. Toto je příprava, která je nutná a důležitá u vyšetření, při kterých je podaná kontrastní látka. Je ale spousta vyšetření, které jsou prováděny nativně, například CT vyšetření páteře, končetin, kloubů, nativní vyšetření břicha při vyloučení konkrementů, vyšetření mozku k vyloučení hemoragie.

Aplikace kontrastní látky je naopak nutná při vyšetření břišní dutiny, hrudníku, mozku pro vyloučení ložiska onkologické povahy. Kontrastní látka zvýší kontrast mezi tkáněmi, zvýrazní patologická ložiska, můžeme díky ní posuzovat dynamiku orgánů.

Další příprava, která se používá, je plnění tlustého střeva, provádí se při CT vyšetření břicha u pacientů, kteří mají karcinom rekta. Pacienti musí být vyprázdněni. Toto vyprázdnění se provádí pomocí Yalu, ten pacient popije podle pokynů.

## 6 Onkologické onemocnění dutiny břišní

V této části diplomové práce bych se chtěla zabývat hlavně těmi onkologickými onemocněními dutiny břišní, které budou v následující části diplomové práce obrazově zpracovány. Zároveň se jedná o nejčastější onkologická onemocnění dutiny břišní.



Obr. 6.1 Anatomický popis břišní dutiny, CT sken, snímek pořízen v nemocnici v Novém Jičíně.



Obr. 6.2 Anatomický popis břišní dutiny, CT sken, snímek pořízen v nemocnici v Novém Jičíně.

## 6.1 Tumor ledviny

Nádor ledvin je jedním z nejčastějších onkologických onemocnění dutiny břišní. Řadí se na 3. místo, co do počtu v České Republice. Nádory ledvin můžeme rozdělit na maligní a benigní parenchymové nádory ledvin. Benigním nádorem můžeme označit adenofibrom, papilární renální adenom, onkocytom. Maligním pak světlobuněčný karcinom, papilární renální karcinom atd. Nádory ledvin vychází z mezenchymových a epitelových buněk ledvin. Z medicínského a laboratorního hlediska je prokázáno, že skoro 20% ze všech tumorů do velikosti 4 cm, jde o histologicky benigní tumory.

Tumor ledviny je po dlouhou dobu svého růstu asymptomatický. Může se projevit hematurií, lumbalgii, hmatnou rezistencí. Dalším příznakem může být bolest kostí, kde již jde o možné postižení metastázami, úbytek hmotnosti, nechutenství, malátnost.

Prognostické faktory nám určují TNM studium, ECOG skóre, invaze nádoru do perirenální tukové tkáně.

Cílem CT vyšetření, při diagnostice karcinomu ledviny je odlišení benigní od maligní léze, posoudit velikost nádoru, zjistit případné prorůstání do jiných tkání, lokalizovat zasáhlé lymfatické uzliny, případně metastatické postižení.

Musíme říci, že CT modalita má v odlišení benigní a maligní léze své limitace. V případě lokalizace infiltrovaných lymfatických uzlin má vyšší senzitivitu vyšetření magnetickou rezonancí.

K zjištění povahy onemocnění nám může pomoci biopsie tumorů ledvin.

Většina nádorů ledvin je indikovaná k odstranění. Pro zajímavost můžeme říct, že růst karcinomu je průměrně 0,42 cm za rok. Rychlost růstu se odvíjí od povahy nádoru, je dána jeho gradem.

Než došlo k zavedení chirurgické léčbě, byla úmrtnost enormní. Všem prospěl vývoj zobrazovacích metod. Do té doby docházelo k tomu, že průkaz karcinomu ledviny byl až v době jeho pokročilého stádia. Velkou revolucí v léčbě tohoto onemocnění byla Robsonova radikální nefrektomie. Tato metoda se volí u nádorů, které mají více než 4 cm průměru ložiska. Dalším vývojem se prosadila laparoskopická operace, která je s chirurgickým výkonem srovnatelná.

Další metodou odstranění tumorózního ložiska je odstranění ložiska samotného. Kdy se část zdravého tumorem nezasáhlého parenchymu ledviny zachová.

Laparoskopická operace je volena na základě povahy onemocnění a také na rozsahu ložiska. Je volena u nádorů ledvin do velikosti 7 cm. Laparoskopická operace má oproti klasickému chirurgickému výkonu spoustu výhod. Nemusí dojít k otevření dutiny břišní, ale k ložisku se přistupuje malými otvory, to znamená menší krevní ztrátu, menší zatížení pacienta. Celkově tento výkon zkrátí dobu hospitalizace.

Další metody, které se u karcinomu ledvin používají, jsou perkutánní radiofrekvenční ablace, kryoablace, ablace pomocí mikrovlnných technologií nebo laserů. Před zahájením těchto miniinvazivních výkonů je nutné z ložiska odebrat pod CT nebo ultrasonografickou kontrolou vzorek pomocí biopsie. Tyto metody jsou indikovány u pacientů s tumorem do 4 cm. Díky tomu, že je karcinom ledviny radiorezistentní a chemorezistentní, patří mezi základní operační volbu právě chirurgická léčba.

Pacienti, kterým se primární onemocnění rozšířilo a postihlo tak jiné orgány metastázami, jsou indikováni k metastazektomii. Průměrné přežití pacientů, kteří jsou k tomuto výkonu indikováni, je průměrně 28 měsíců.

Onkologická léčba karcinomu ledvin je moderním způsobem léčby. Můžeme do ní zahrnout biologickou léčbu, molekulární biologickou léčbu, imunoterapii. Tyto způsoby léčby dokáží maximálně stabilizovat onemocnění, prodlouží dobu přežití v některých případech až 2 roky. Dá se říct, že biologická léčba prodlužuje celkovou dobu přežití pacienta dvojnásobně oproti imunoterapii.



Závěrem, generalizovaný karcinom ledviny je stále nevyléčitelným onemocněním.

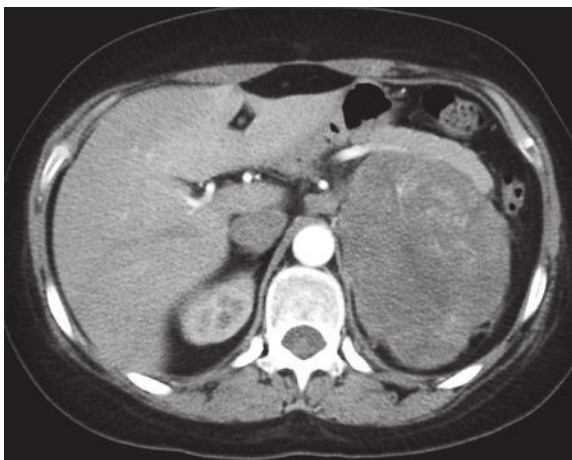
TNM klasifikace- slouží k popisu rozsahu onkologického onemocnění. TNM systém není stejný pro všechny nádory, pro každou nádorovou lokalizaci je vypracován vlastní systém. TNM je určeno na základě zobrazovacího vyšetření, a zhodnocením lékaře v tomto případě je před TNM klasifikací písmeno c, tedy cT, cN, cM. Pokud onemocnění hodnotí patolog pak je to označeno písmenem p, tedy pT, pN, pM.

Písmeno T popisuje rozsah nádoru, jeho velikost nebo vztah k okolním strukturám.

Písmeno N popisuje zasažení regionálních uzlin.

Písmeno M popisuje přítomnost vzdálených metastáz.

ECOG skóre hodnotí celkovou fyzickou aktivitu nemocného. [8,7]



**Obr. 6.3 Tumor levé ledviny. [7]**

### **6.1.1 Grawitzův tumor**

Grawitzův tumor je nejčastějším nádorem ledvin v České republice. Nejčastěji jsou jím u nás postiženi muži. Je často diagnostikován jako asymptomatický. Základní terapií tvoří chirurgická léčba. Radioterapie je uplatňovaná hlavně v paliativní léčbě. [8]

## **6.2 Tumor žaludku**

O přesném vzniku karcinomu žaludku toho moc nevíme, příčina je multifaktoriální, významným vlivem jsou určité i zevní činitele, například zvyšující se množství karcinogenů v potravě, kouření. Zajímavým zjištěním je, že je zvýšené riziko tohoto onemocnění u lidí s krevní skupinou A oproti ostatním. Zvýšit riziko onemocnění může i postižení chronickým gastroezofageálním refluxem. U karcinomu žaludku nejde o jedno vždy stejné onemocnění. Existuje více druhů nádoru žaludku, které se mohou lišit biologickým chováním, odpovědí na léčbu.

Nádory žaludku se dělí na intestinální a difúzní. Intestinální nádory se podobají karcinomu tlustého střeva jak z makroskopického tak mikroskopického hlediska. Difúzní nádory jsou infiltrativní, šíří se celou šířkou stěny žaludku.

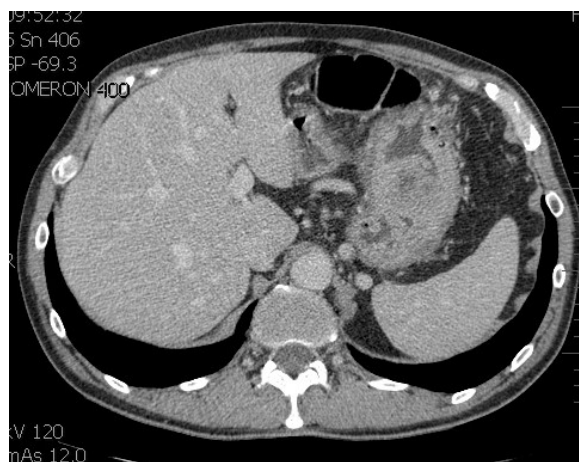
Projev karcinomu žaludku je v časném stádiu asymptomatický. Pacient může pociťovat problémy s trávením, úbytek váhy, bolesti v epigastriu při příjmu potravy. Hmatné rezistence v levém nadklíčku patří k příznakům metastatického postižení lymfatických uzlin. Pacienti s podezřením na toto onemocnění jsou indikováni k laparoskopickému vyšetření, to dokáže detekovat diseminaci do peritoneální dutiny, metastázy v játrech. Velice důležité je při volbě léčby znát staging onemocnění. Zásadní význam má odběr bioptického vzorku z ložiska a zjištění hloubky invaze nádoru do stěny žaludku pomocí endosonografie, stanovení nádorových markerů. K základnímu vyšetření patří při stagingu, CT, PET, PET- CT.

Žaludek kromě adenokarcinomu postihují onkologická onemocnění jině povahy, lymfom, neuroendokrinní tumory, gastrointestinální tumory, a jiné. Léčba je díky různosti povahy onemocnění odlišná. Je důležité histologicky verifikovat nález.

K endoskopickému řešení je vhodné indikovat časně nádory. Jedinou kurativní léčbou je radikální chirurgická léčba. Podle povahy onemocnění, kde je důležitý rozsah, lokalizace se volí buď parciální (částečná) nebo totální gastrektomie.

Lokálně pokročilé onkologické onemocnění žaludku je velice vážné. Pětileté přežití se pohybuje v 5- 20%. Špatná prognóza je i u pacientů s metastatickým postižením žaludku, zde se jedná pouze o měsíce života.

Diagnóza i léčba nádoru žaludku, ať už časných nebo pokročilých, které metastazují je velice komplexní. [8]



**Obr. 6.4 Tumorózní proces těla žaludku, snímek pořízen v nemocnici v Novém Jičíně.**

## 6.3 Nádor slinivky břišní

Zhoubné novotvary pankreatu neboli slinivky břišní jsou nejobávanějším onkologickým onemocněním v gastroenterologii. Problémem je pozdní diagnostika, na většinu těchto onemocnění se přijde až v pozdním období, kdy už je v inoperabilním stádiu, diagnostikovaná jako diseminované onemocnění. Karcinom pankreatu je tumor, který vychází z exokrinních struktur slinivky břišní. Tumory vycházející z endokrinních struktur jsou vzácné.

V časném stádiu, kdy nádor postihne vývodné cesty slinivky, dotýčný trpí bolestmi břicha. U pokročilejších nádorů se projevují hubnutím, žloutnutím bělma. Příznaky karcinomu hlavy pankreatu jsou bolest, hubnutí. Při infiltraci do dalších orgánů může dojít k vývoji anorexii, bolesti epigastria. Příčinou bolesti v epigastriu je prorůstání tumoru do retroperitonea.

Jako prvotní využitá modalita při těchto problémech je ultrasonografie. Po prokázání ložiska, nebo neurčitých změn na slinivce břišní se indikuje CT nebo MR vyšetření. Pod CT kontrolou může být pomocí punkční jehly odebrán vzorek tkáně k cytologickému přezkoumání.

Jen malé procento je indikováno k radikálnímu chirurgickému výkonu, většinou je volena paliativní léčba. [8]



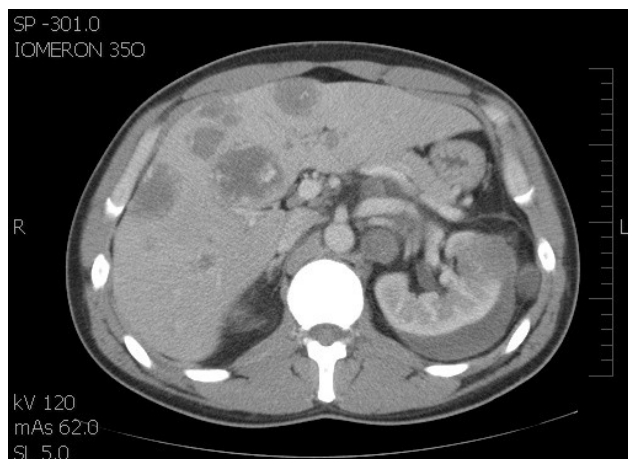
**Obr. 6.5 Cystoadenokarcinom pankreatu, snímek pořízen v nemocnici v Novém Jičíně.**

## 6.4 Nádory jater

Zhoubné nádory jater můžeme dle jejich původu rozdělit na primární nádory vznikající z jaterních buněk na nádory sekundární (metastázy), které jsou tvořeny buňkami nádory jiného orgánu. Metastázy se do jater dostávají krevní cestou.

Nejčastějším primárním nádorem jater je hepatocelulární karcinom, který tvoří 90% všech primárních nádorů jater. Příznakem tohoto onemocnění je nechutenství a váhový úbytek, bolest břicha, zejména na pravé straně, zvětšení břicha vlivem výpotku, hmatná rezistence, žloutenka.

Pomocí CT vyšetření a trojfázového vyšetření jater můžeme všechny tyto změny prokázat. Prokážeme primární nádor jater i metastázy. Opět je i možnost biotického odběru vzorků pod CT kontrolou pro zjištění povahy onemocnění. Další metodou pro prokázání onemocnění jater je ultrasonografie. [8]



**Obr. 6.6 Metastatické postižení jater, snímek pořízen v nemocnici v Novém Jičíně.**

## 6.5 Nádor tlustého střeva

Rakovina tlustého střeva nazývaná také Kolorektální karcinom představuje jedno z nejčastějších nádorových onemocnění. Kolorektální karcinom nevzniká náhle. Na sliznici tlustého střeva nejprve vzniká benigní polyp, ve kterém dochází k dalším změnám buněk, které nakonec vyústí v karcinom. Odstranění polypu, např. při kolonoskopickém vyšetření tak představuje vyléčení.

Naprostou většinu nádorů tlustého střeva tvoří adenokarcinomy, což jsou nádory vznikající ze žláznatých buněk střevní sliznice. V tlustém střevu se mohou vzácně vyskytovat i jiné zhoubné nádory, např. lymfom nebo karcinoid. Tyto nádory se léčí jiným způsobem než adenokarcinomy, často mají také jiné příznaky. Poměrně výrazný vliv na rozvoj kolorektálního karcinomu má životní styl.

CT vyšetření má svůj význam v zjišťování uzlinových a vzdálených metastáz, především v játrech, plicích, kostech a centrální nervové soustavě. Díky tomuto vyšetření se definitivně určí strategie terapie. [8]

## 7 Zpracování vyšetření

Celé vyšetření hodnotí lékař radiolog. Do vyšetření se zapojuje před výkonem, kdy s laborantem konzultuje, co a jak má vypadat, na co se má laborant zaměřit, jakou oblast zacílit, a které parametry zvolit. V průběhu vyšetření si lékař volí množství fází, které jsou důležité kvůli vysycení sledovaných orgánů, různých lézí, sledování vylučování kontrastu. Po vyšetření celá práce spadá na lékaře, který musí výkon zhodnotit, popsat, vyloučit ložiska abnormality. K tomuto hodnocení CT vyšetření má lékař možnost použít mnoho softwarů k úpravě obrazu. Těmto úpravám se říká postprocessing, kterým se dá získat spousta informací, které z klasického CT nejsou úplně zřetelné. Je zde možnost změnit směr pohledu na vyšetřovaný orgán, zkontrolovat povrch i vnitřek samotného orgánu, osamostatnit si léze od okolí, například odstranit kostní struktury a zobrazit pouze vaskulární systém, a spousta dalších možností

### 7.1 Postprocessingové metody

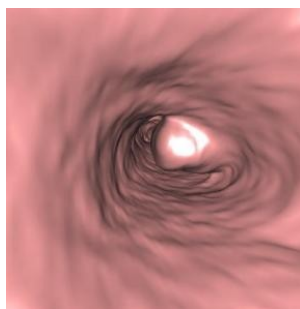
Postprocessingové metody pracují s hotovými obrazy, které jsou uloženy v DICOMU. DICOM je standard, který slouží pro zobrazení, distribuci, skladování a tisk medicínských dat. Pomocí postprocessingových softwarů si lékař může zobrazit zájmovou oblast, osamostatnit si ji od dalších struktur, které mu mohou bránit v jejím prohlížení. Mezi tyto postprocessingové metody patří:

- **MPR, multiplanární rekonstrukce.** Vytvoření obrazů v koronární, sagitální nebo zcela libovolné rovině. Velmi rychlá 2D rekonstrukční metoda. Lze zde provádět libovolná měření. MPR rekonstrukce je vhodný doplněk běžných vyšetření. Problémem jsou zde vinuté struktury ve všech osách.



**Obr. 7.1 Multiplanární rekonstrukce. [10]**

- **MPVR, multiplanární objemová rekonstrukce.** Jedná se o 3D rekonstrukční postup. Tato metoda vychází z MPR rekonstrukcí, je doplněná o variabilní tloušťku zobrazované vrstvy. Lze dobře zobrazit i vinuté struktury. Můžeme využít i z vytvořeného MIP modelu.
- **SSD, 3D zobrazení, povrchový rendering.** Barevné 3D rekonstrukce povrchu, jsou denzitně odlišné od orgánů a tkání. Využívá asi 10% ze získaných spirálních dat. Jedná se o statistické zobrazení, po zavedení VR ztrácí na svém významu.



**Obr. 7.2 SSD rekonstrukce. [10]**

- MIP, 3D angiografický obraz. Zobrazení maximálních denzit vyšetřované oblasti. Jde o základní rekonstrukční postup při CT angiografii. Černobílé 3D rekonstrukce. Je zde potřeba odstranění kosti k lepší přehlednosti, proto je zde problém v těsnosti kontaktu cév a kostí.
- VE, virtuální endoskopie. Místo pozorování leží uvnitř daného anatomického prostoru. Vytváří se obraz podobný klasické endoskopii. Díky této rekonstrukci lze nahlédnout do jakékoli struktury s dostatečným rozdílem denzit.
- VR, 3D zobrazení, objemový rendering. Barevné 3D rekonstrukce denzitně rozdílných objemů. Tato rekonstrukce využívá 100% objemových dat. Dochází k zobrazení tkání i s minimálními rozdíly denzit. Na rozdíl od SSD rekonstrukcí se jedná o dynamické zobrazení se změnou v reálném čase.



**Obr. 7.3 VRT rekonstrukce. [10]**

Existují i speciální softwarové programy: DentaScan, Bone Mineral Analysis, CT perfúze, CT Colonography, CardIGFunction, AutoBone. [10]

## **7.2 Hodnocení rekonstruovaného obrazu**

Lékař si podle tkání, které chce zobrazit, volí nastavení úrovně okna (window level), úroveň okna se volí na základě oblasti zájmu vyšetření. Odstíny šedi tkání si může radiolog měnit pomocí šířky okna (window width), denzitní rozmezí struktur se pak zobrazí v různých odstínech šedi. Struktury, které mají denzitu na horní hranici CT okna, se zobrazí jako bílé, naopak struktury s denzitou pod dolní mezí jsou černé. Zúžením okna můžeme ovlivnit kontrast obrazu a naopak. Zúžením okna dojde k tomu, že se sníží informační hodnota oblasti, které mají denzitu mimo tuto oblast.

## 7.3 Standardy pro provádění a hodnocení CT vyšetření

CT je radiodiagnostická metoda, kterou můžeme použít jak v diagnostice a u intervenčních terapeutických výkonů. Při vyšetření je pacient vystaven významné expozici ionizujícího záření. I z tohoto důvodu je nutné, aby byl výkon prováděn pod dohledem zkušeného radiologického asistent, na požadavek indikujícího lékaře.

Existují standardy pro CT vyšetření jednotlivých oblastí těla. Provedené vyšetření má své kontraindikace. Můžeme říci, že nativní CT vyšetření kontraindikace nemá. Postkontrastní vyšetření, což je vyšetření s aplikací kontrastní látky intravenózně, perorálně vyžaduje přípravu pacienta. Nepřipravený pacient nebude vyšetřen.

CT vyšetření musí provádět kvalifikovaný personál. Lékaři, kteří tyto výkony provádějí, musí být kvalifikováni a atestováni radiologové s minimálně první atestací. Lékař bez atestace provádí vyšetření pouze pod dohledem zkušenějšího atestovaného lékaře.

Důležitá je i kvalifikace laborantů a sester, ti všichni musí mít dokončené adekvátní vzdělání.

### 7.3.1 Specifika jednotlivých vyšetření

Indikující lékař je povinen zjistit alergickou anamnézu, potenciální graviditu, pacienta, kterého indikuje k vyšetření. Taktéž musí v případě alergie zajistit premedikaci. Pouze v případě, že se výkon provádí jako statimové vyšetření, je pacient vyšetřen bez přípravy. Při rozeznání alergické reakce ať už při vyšetření objednaném tak statimově je okamžitě voláno ARO.

Skenování jednotlivých vyšetření probíhá podle zavedených postupů. Zobrazení se řídí obecnými principy ALARA- As low As Reasonably Achievable, dávka záření má být tak nízká, jak lze rozumně dosáhnout zároveň je důležité získat z vyšetření hodnotitelný obraz.

Specifika jednotlivých vyšetření mohou být odlišné, proto jsou na CT přístroji v pracovních protokolech již jednotlivé vyšetření přednastaveny. Přístroj počítá se správným uložením pacienta, které je standardem jako další parametry. Počítá také s určitým rozsahem, který je při sjetí základních pilotů nastaven automaticky. Pokud je nutné naplánovat zvláštní vyšetření, které neodpovídá zadaným protokolům je nutné vše na CT konzoli upravit, polohu pacienty, navolit správný rozsah, šíři skenů a mezer mezi jednotlivými skeny. To vše se dá na přístroji nastavit. Součástí přístroje je i automatická stříkačka pro kontrastní látku, která je také naprogramovaná, a jednotlivé hodnoty jsou voleny tak, aby odpovídaly protokolům v CT konzoli. U jednotlivých vyšetření musíme volit odlišný čas zpoždění kontrastní látky. Orgány se nesyty stejně. I množství podané kontrastní látky se liší. Ať už jde o věk, hmotnost nebo vyšetřovanou oblast.

Než dojde k samotnému vyšetření je proto nutné nad ním celým popřemýšlet, určit co má být vyšetřeno, jak lze pacienta uložit na vyšetřovací stůl, jaký rozsah zvolit, kolik kontrastní látky podat. Někdy není možné vyšetření provést podle standardů. Pacient může být neklidný, případně nestabilní, může mít problém uležet na zádech, proto se stává, že v těchto chvílích se ustoupí od standardů a pro nutnost vyšetřit se zvolí improvizace.

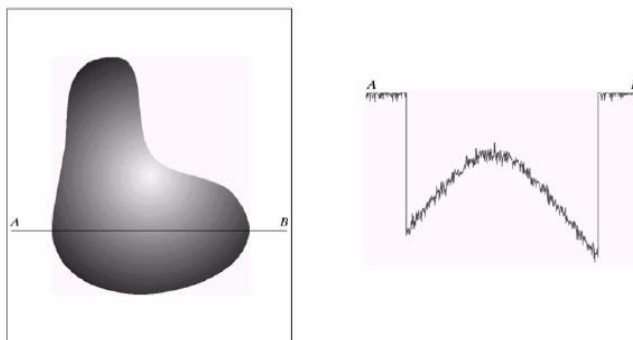
## 8 Zpracování obrazu

Prvním krokem při zpracování obrazu na počítači je jeho převedení do digitální podoby. Myslím se tím převedení analogového reálného světa, který vidíme, do digitální podoby. V podstatě jde o konverzi optické veličiny na elektrickou.

### 8.1 Digitalizace obrazu

Digitalizace obrazu je proces, který je analogický k obecné digitalizaci jakéhokoliv analogového signálu do digitální podoby. Tento proces zahrnuje vzorkování, kvantování, kódování obrazového signálu.

- Vzorkování- je to diskretizace souřadnic obrazu. Jde o vytvoření matice s  $M \times N$  body obrazové funkce  $f(x, y)$ . Hovoříme o prostorovém rozlišení.
- Kvantování- je diskretizace jasových úrovní. Jde o rozdělení spojité jasové úrovně každého obrázku do  $K$  úrovní. Hovoříme o jasovém rozlišení. Díky kvantování nabývá jasová funkce v digitalizovaných obrazech celočíselných hodnot.



Obr. 8.1 a) spojité obraz, b) přímka AB spojitěho obrázku použitá k vysvětlení procesu vzorkování a kvantování. [3]

Důležité pojmy:

- Interval vzorkování- je to vzdálenost mezi nejbližšími vzorkovacími body v obraze. Otázku vzdálenosti vzorků neboli vzorkovací frekvence řeší Shannonova věta o vzorkování. Tato nám říká, že vzorkovací frekvence musí být minimálně dvakrát větší než nejvyšší frekvence ve vzorkovaném signálu. Je to z toho důvodu, aby byl tento vzorkovaný signál zpětně rekonstruovatelný. Pro optimální zpracování obrazového signálu se nejčastěji používá velikost vzorkovacího elementu 5 krát menší než je teoretická mez daná vzorkovací větou. Tedy při zpracování obrazu je dostatečnou vzorkovací frekvencí 1/5 velikosti nejmenšího detailu.
- Vzorkovací mřížka- jde o plošné uspořádání bodů při vzorkování. Obvykle je používána pravidelná mřížka. Existují jen 3 pravidelné mnohoúhelníky, jejichž síť plně pokrývá rovinnou rovnostranné trojúhelníky, čtverce, pravidelné šestiúhelníky.

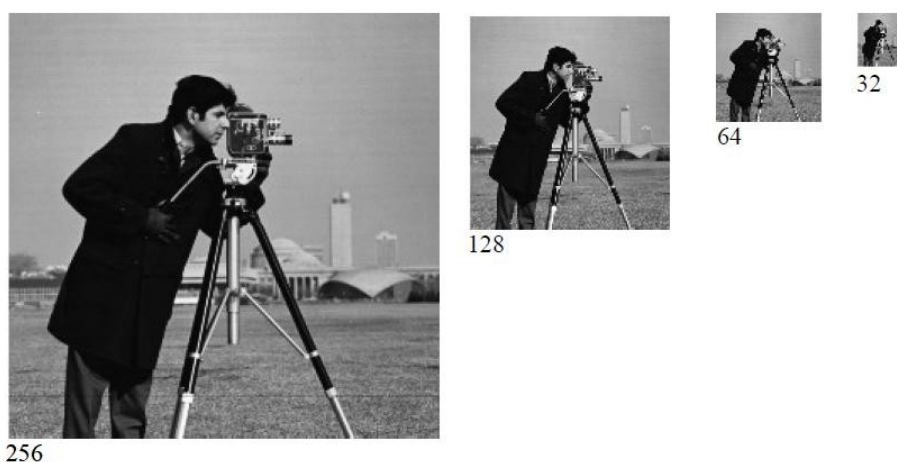


- Kvantovací úroveň- amplituda ve kvantovaném obraze musí být pro zpracování počítačem vyjádřena jako digitální údaj. Počet kvantovacích úrovní má být dostatečně velký, aby byly přesně vyjádřeny jemné detaily obrazu, nevznikly falešné obrysy a aby se citlivost zařízení blížila citlivosti lidského oka. Většinou se používá kvantování do  $k$  stejných intervalů. Jestliže je pro reprezentaci informace o obrazovém elementu použito  $b$  bitů, je počet úrovní jasu  $k = 2^b$ . Obvykle se používá 8 bitů na obrazový element, někdy 6, jindy postačí 4 bity. Největším problémem při kvantizaci je vznik falešných obrysů u obrazů kvantovaných do nedostatečného počtu jasových úrovní. Tento jev se stane pro člověka patrný při 50 a méně úrovních jasu a to proto, že lidský zrak je schopen rozlišit přibližně 50 úrovní jasu v monochromatickém obraze. Pro eliminaci falešných obrysů se používá nelineárního kvantování, které zvětšuje rozsah těch intervalů jasu, jejichž zastoupení není v obraze pravděpodobné, ale v praxi se používá zřídka.

Za předpokladu, že obrazová funkce  $f(x, y)$  byla vzorkovaná a výsledkem je digitální obraz, který má  $M$  řádků a  $N$  sloupců. Tzn., že souřadnice  $(x, y)$  budou diskrétní. Vzhledem k zavedeným konvencím budeme používat celočíselné hodnoty souřadnic. [3]

## 8.2 Prostorové rozlišení

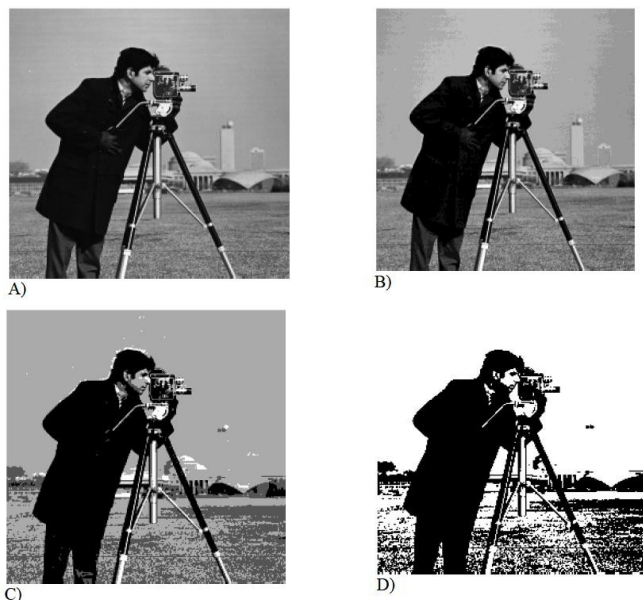
Dvojměrné prostorové rozlišení obrazu je svázáno se vzorkováním, resp. se vzdáleností mezi nejbližšími vzorkovacími body. Ukázku prostorového rozlišení můžeme vidět na obrázcích.



**Obr. 8.2 Prostorové rozlišení obrázku. 8- bitový obrázek o velikosti 256x256 je převzorkován až do velikosti 32x32. [3]**

## 8.3 Jasové rozlišení

Jasové rozlišení se vztahuje k nejmenší rozpoznatelné změně v šedé úrovni obrázku. Ukázku jasového rozlišení můžeme vidět na obrázku.



**Obr. 8.3 Jasové rozlišení obrázku. a) 128 úrovní šedi, b) 16 úrovní šedi, c) 4 úrovně šedi, d) 2 úrovně šedi. [3]**

Objekty v obraze lze určit díky pasu pixelu, tento se liší u objektů u pozadí. Transformace hodnot jasu se provádí dvěma způsoby. Patří zde jasová korekce nebo modifikace jasové stupnice. U jasové korekce existuje závislost mezi bodem jasu výstupního a vstupního obrazu. U modifikace jasové stupnice je hodnota jasu ve vstupním obraze transformována na jinou výstupní hodnotu, nezáleží na poloze v obraze. [3]

## 8.4 Detekce hran

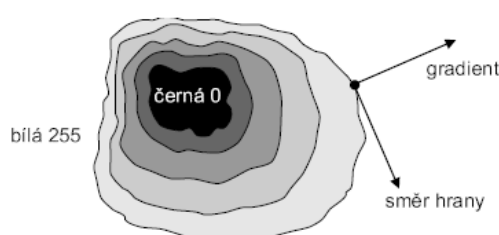
Výsledky neurofyzilogického a psychofyzického výzkumu ukazují, že pro zrakové vnímání vyšších organismů jsou důležitá místa v obraze, kde se náhle mění hodnota jasu (významné hrany). Místa v obraze odpovídající významným hranám nesou více informace než jiná místa v obraze. Hrany jsou invariantní vůči změně osvětlení a místa pohledu. Tato místa chceme zvýraznit nebo detekovat významné hrany. Hrany vznikají díky nespojitostem v normále povrchu, hloubce, odrazivosti povrchu (barvě), odleskům nebo nespojitostech v osvětlení (stínům).

Při vnímání okem člověka se jeví jako velmi důležitá místa v pozorovaném obraze, kde se náhle mění hodnota jasu. Odpovídající pixely se nazývají hrany. K automatickému nalézání takových významných míst v obraze slouží právě lokální předzpracování- hledání hran. Hrana v obraze je dána vlastnostmi obrazového elementu a jeho okolí.

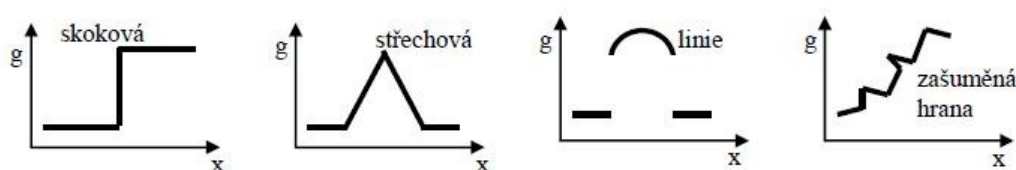
Parciální derivace slouží ke studiu změn funkce dvou proměnných, kdy změnu funkce udává její gradient, vektorová veličina určující směr největšího růstu funkce a strmost tohoto růstu. Hrany jsou pixely s velikým modulem gradientu. Velikost gradientu  $|\nabla f(x, y)|$  pro spojitou obrazovou funkci je dán vztahem

$$|\nabla f(x, y)| = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2}.$$

Laplacián  $\nabla^2$  vychází z druhých parciálních derivací. Laplacián se využívá pro místa v obraze, kde se prudce mění jas. Za předpokladu, že objektu odpovídá oblast homogenního jasu, jsou body hranice právě pixely s vysokou hodnotou gradientu. Hranové pixely se spojují do hranic, a proto se směr hrany  $\Phi$  někdy definuje jako kolmý na směr gradientu  $\Psi$ . Hranové pixely se při takové volbě orientace hrany mohou přirozeně spojovat do hranic. Hrany lze dobře třídit podle jednorozměrného jasového profilu ve směru gradientu v daném pixelu.



**Obr. 8.4 Směr hrany  $\Phi$  je kolmý na směr gradientu  $\Psi$ . [3]**



**Obr. 8.5 Jasové profily nejběžnějších hran. [3]**

Gradientní operátoři udávají strmost obrazové funkce. Je možné je rozdělit do tří skupin:

1. Operátory aproximující derivace pomocí diferencí. Některé operátory jsou invariantní vůči rotaci, např. Laplacián, a mohou být počítány konvolucí s jedinou maskou. Jiné, aproximující první derivaci, využívají několik masek odpovídajících příslušné orientaci. Z nich se vybere ta, která nejlépe lokálně aproximuje obrazovou funkci. Výběrem jedné z masek je určen i směr gradientu (orientace).
2. Operátory založené na hledání hran v místech, kde druhá derivace obrazové funkce prochází nulou. Příkladem je Marrův- Hildrethov operátor a Cannyho hranový detektor.
3. Operátory snažící se lokálně aproximovat obrazovou funkci poměrně jednoduchým parametrickým modelem.

Kromě hledání hran v obrázku můžeme gradientní operátory využít i pro ostření obrazu. Cílem ostření obrazu je upravit obraz tak, aby v něm byly strmější hrany. Zostřený obraz bude pozorovat člověk. Z hlediska plošných frekvencí odpovídá ostření zdůraznění vysokých frekvencí. Pro obraz  $f$ , který je výsledkem ostření obrazu  $g$ , lze napsat

$$f(x, y) = g(x, y) - C \cdot S(x, y),$$

kde  $C$  je kladný součinitel udávající požadovanou sílu ostření a  $S(i, j)$  je operátor udávající strmost změny obrazové funkce v příslušném bodě. Strmost může být dána modulem gradientu nebo Laplaciánem. Ostření obrazu s využitím Laplaciánu nám ukazuje obrázek.



**Obr. 8.6 Ostření obrazu, na prvním obrázku je výchozí obraz na prostředním odezva Laplaciánu a na posledním obrázku je výsledek ostření. [3]**

Příklady operátorů, které lze vyjádřit jako masky pro konvoluci.

- Robertsův operátor- je jedním z nejstarších operátorů. Používá okolí  $2 \times 2$  reprezentativního pixelu. Jeho konvoluční masky jsou

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix}.$$

Velikost gradientu se počítá podle

$$|g(x, y) - g(x + 1, y + 1)| + |g(x, y + 1) - g(x + 1, y)|.$$

Hlavní nevýhodou Robertsova operátoru je velká citlivost na šum, protože okolí použité pro aproximaci je malé.

- Laplaceův operátor- je velice rozšířený. Aproximuje druhou derivaci, je invariantní vůči otočení, udává jen velikost hrany a ne její směr. V digitálním obraze je také Laplacián aproximován diskrétní konvolucí. Dvě používaná konvoluční jádra (pro 4- susedství a 8- susedství) v okolí  $3 \times 3$

$$h_1 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}.$$

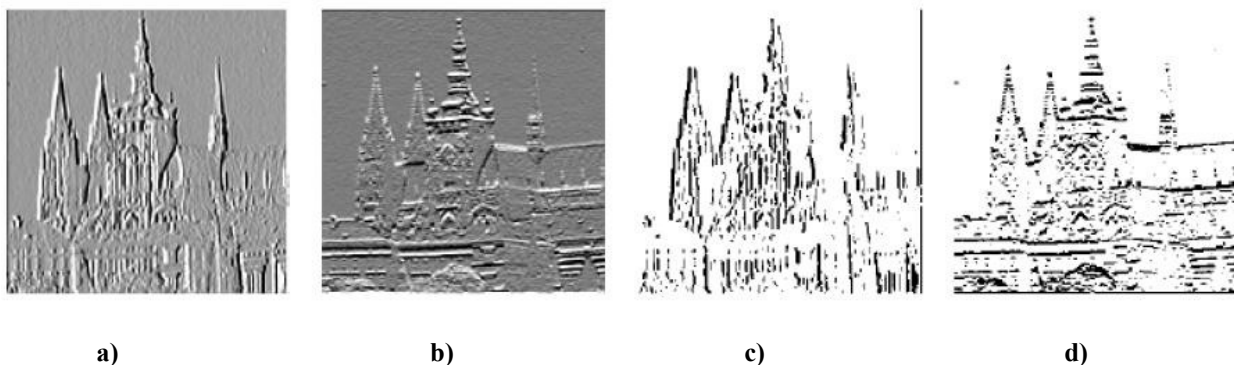
Někdy se používá Laplacián s větší vahou pixelů blíže reprezentativnímu bodu masky. V tomto případě se ztrácí invariantnost vůči otočení

$$h_1 = \begin{bmatrix} 2 & -1 & 2 \\ -1 & -4 & -1 \\ 2 & -1 & 2 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} -1 & 2 & -1 \\ 2 & -4 & 2 \\ -1 & 2 & -1 \end{bmatrix}.$$

Hlavní nevýhodou Laplaciánu je velká citlivost na šum, dvojité odezvy na hrany odpovídající tenkým liniím v obraze.

- Operátor Prewittové- aproximuje první derivaci, gradient je odhadován v okolí  $3 \cdot 3$  pro osm směrů. Vybraná je jedna maska z osmi, a to ta, které odpovídá největší modul gradientu. Je možné vztvářet větší masky s podrobnějším směrovým rozlišením.

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & -1 & 0 \end{bmatrix}, \quad h_3 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$



Obr. 8.7 Detekce hran operátorem Prewittové rozměru  $3 \cdot 3$ . a) hrany v severním směru (čím je pixel světlejší, tím je hrana silnější). b) hrany ve východním směru. c) silné hrany z a), které byly získány prahováním. d) silné hrany z b). [3]

- Sobelův operátor- se často používá pro detekci vodorovných a svislých hran.

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \\ -2 & -1 & 0 \end{bmatrix}, \quad h_3 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

- Robinsonův operátor

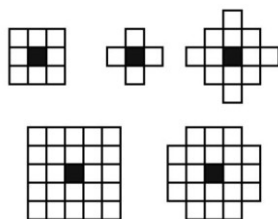
$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -2 & 1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ -1 & -2 & 1 \\ -1 & -1 & 1 \end{bmatrix}, \quad h_3 = \begin{bmatrix} -1 & 1 & 1 \\ -1 & -2 & 1 \\ -1 & 1 & 1 \end{bmatrix}.$$

U výše popsaným operátorů se objevuje problém v podobě velké závislosti jejich chování na konkrétním obrázku, velikosti masky musí odpovídat velikosti detailu v obrázku, také citlivost na šum je značná. [3]

## 8.5 Filtrace obrazu

Oblast filtrace je u digitálního zpracování obrazu také důležitá. Používají se různé typy filtrů. Filtrace obecně znamená soubor transformací obrazu, které převádějí hodnoty jasů pixelů vstupního obrazu na

jiné hodnoty jasu pixelů výstupního obrazu. Aplikace vybraných filtrů slouží ke zlepšení vlastností obrazů. Jde hlavně o upravení intenzity obrazového bodu (pixelu) s úzkou vazbou na jeho okolí, které může mít různý tvar.



**Obr. 8.8 Příklady symetrického okolí bodu. [3]**

Metody filtrace lze aplikovat buď na celý obraz, nebo jen na jeho část, která je oblastí našeho zájmu. Základní rozdělení filtrů je na lineární a nelineární. Lineární se dělí na filtry typu dolní a horní propust, nelineární filtry na typ minimum, maximum, medián apod.

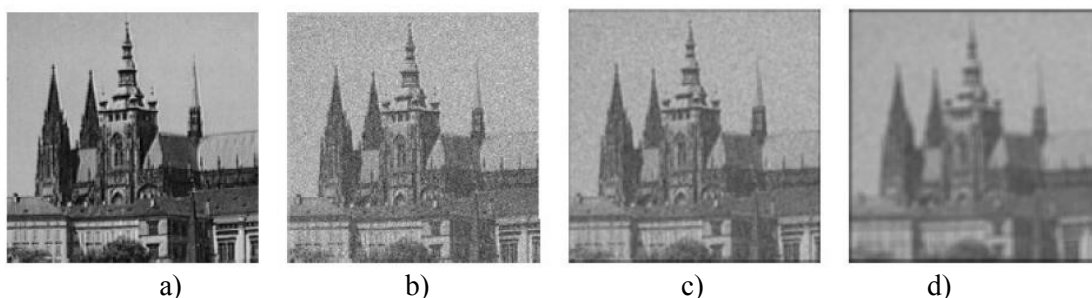
- Lokální vyhlazování obrazu- nejsnadnější je vyhlazování náhodného šumu, když máme k dispozici několik vstupních originálních obrazů téže předlohy, které se liší právě aditivním šumem. Potom je účinné průměrovat hodnotu pixelu o stejných souřadnicích přes více obrázků. Máme-li k dispozici jen jediný obraz téže předlohy, potom nezbyvá než se spolehnout na obvykle značnou nadbytečnost údajů v obraze. Sousední pixely mají převážně tutéž nebo blízkou hodnotu jasu. Hodnotu obrazových elementů zkreslených šumem potom můžeme opravit na základě analýzy hodnot jasu v jeho vybraném okolí. Hodnota reprezentativního pixelu, tzn. jeho jas je nahrazena hodnotou typického reprezentanta mezi hodnotami v okolí nebo kombinací několika hodnot.

- Lineární metody vyhlazování

Tyto metody vypočítávají hodnotu reprezentativního pixelu jako lineární kombinaci hodnot ve zkoumaném okolí. Pro digitální snímky lze v prostorové oblasti lineární kombinací vyjádřit jako diskrétní konvoluci. Jednotlivé lineární filtry se liší váhami v lineární kombinaci, které jsou dány příslušnou konvoluční maskou  $h$  (dvourozměrnou impulsní odezvou).

Ve zpracování obrazu se používá zvláštní třída lineárních filtrů. Říká se jim prostorově invariantní filtry (nazývané i jako homogenní filtry), protože se chování filtru nemění při změně polohy v obrázku. Filtr opírající se o představu postupné konvoluce s malou maskou je prostorově invariantní. Při zpracování skutečných obrazů je:

- Předpoklad linearity díky tomu, že hodnota obrazové funkce (jas, intenzita) je nezáporná a omezená.
- Obrazy jsou ohraničeny v prostoru, a tak předpoklad prostorové invariantnosti platí jen pro omezené posuny konvolučních masek.

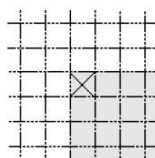


**Obr. 8.9** Vyhlazování šumu s Gausovým rozdělením. a) výchozí obraz, b) uměle přidán Gausovský šum v jasu, c) výsledek obyčejného průměrování v okně  $3 \cdot 3$ , d) výsledek obyčejného průměrování v okně  $7 \cdot 7$ . [3]

Základní metodou vyhlazování obrazu (vyhlazování šumu) je obyčejné průměrování, kde každému bodu (pixelu) přiřadíme hodnotu nového jasu, který je aritmetický průměrem původních jasů ve zvoleném okolí. S ohledem na nežádoucí rozmazávání se obyčejné průměrování většinou používá jako pomocná metoda pro výpočet střední hodnoty jasu. Tento mezivýsledek je potom použit v důmyslnějších nelineárních vyhlazovacích metodách.

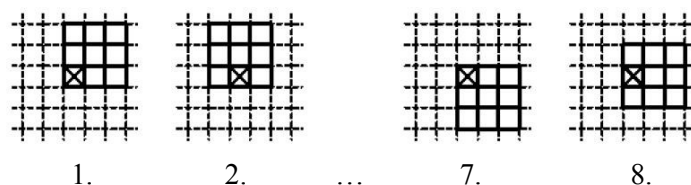
#### - Nelineární metody vyhlazování

Potíže s rozmazáváním hran částečně eliminují nelineární filtrační metody. Princip metody je takový, že v analyzovaném okolí se se snaží najít jen tu jeho část (oblast o zhruba konstantním jasu), do které reprezentativní bod patří. Jen pixely této oblasti se využijí pro hledání jasové hodnoty (např. aritmetickým průměrem nebo výběrem hodnoty jasu jednoho pixelu), která bude reprezentovat celé okolí ve výstupním obrázku.



**Obr. 8.10** Na jasových rozhraních je potřeba filtrovat jen v pixelech příslušejících objektu. Křížek označuje reprezentativní pixel. [3]

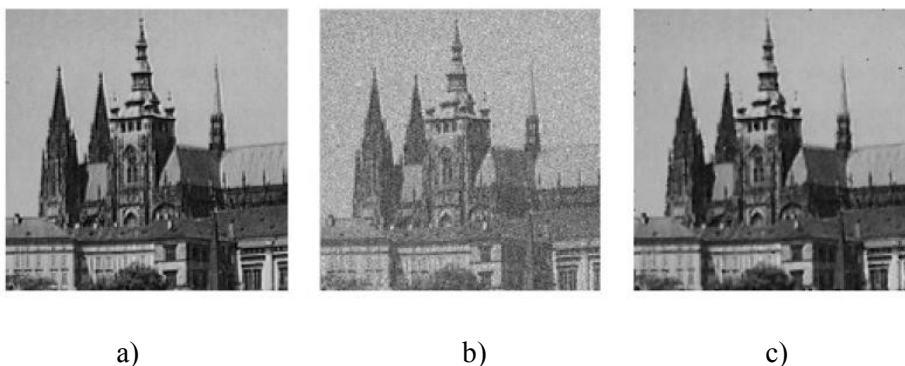
Jako příklad třídy metod vyhlazování, které filtrují jen ve vybraném okolí, patří zde metoda rotující masky. Kolem reprezentativního bodu rotuje malá maska. Možných poloh masky je 8. V každé masce se spočte rozptyl jasů. Za homogenní okolí reprezentativního bodu se vybere maska s nejmenším rozptylem. Nová hodnota reprezentativního bodu může být dána aritmetickým průměrem hodnot ve vybrané masce. Metoda nerozmazává hrany obrazu, má dokonce mírně ostřicí charakter.



**Obr. 8.11** Osm možným poloh rotující masky. Je možné volit i jiné tvary masky než čtverce. [3]

Metodu rotující masky lze použít opakovaně. Tento proces se rychle přibližuje do stabilního stavu, kdy se již obraz dále nemění. Velikost a tvar masek ovlivňuje rychlost konvergence. Čím menší jsou masky, tím menší jsou změny a tím více iterací je potřeba. Mezi další metodu patří obyčejné průměrování s omezením změn jasu, které využívá obyčejného průměrování, ale brání rozmazání hran povolením pouze určitého intervalu difference mezi jasnem původního bodu a výsledkem průměrování. Když je difference menší než předem zvolený práh, použije se výsledek průměrování. V opačném případě se původní hodnota nezmění. Metoda se používá pro opravu velkoplošných chyb bez vlivu na zbytek obrazu, nebo pro jednoduché vyhlazení bez poškození hran.

Nelineární filtry- tyto filtry nepočítají intenzitu upravovaného bodu, ale vybírají z okolí vhodnou hodnotu, kterou pak dosazují do upravovaného bodu. Oproti lineárním filtrům mají tu výhodu, že nepřidávají do obrazu žádnou novou hodnotu intenzity. Principy nelineárních filtrů jsou založeny na metodách robustní statistiky, kde je snaha najít v množině pixelů vychýlené hodnoty, vyloučit je z procesu zpracování a nahradit je nějakou typickou hodnotu. Ve statistice ztělesňují myšlenku robustních statistik výběrové kvantily. Jejich nejjednodušším případem a ve zpracování obrazů nejčastěji používaným případem je medián  $M$ . nechť je  $X$  náhodnou veličinou. Medián  $M$  je hodnota, pro kterou je pravděpodobnost jevu  $x < M$  rovna jedné polovině. Výpočet mediánu je pro diskrétní obrazovou funkci jednoduchý. Stačí uspořádat vzestupně hodnoty jasu v lokálním okolí a medián jako prvek, který je uprostřed této posloupnosti. Aby se snadno určil prostřední prvek, používají se posloupnosti s lichým počtem prvků. Pokud se v obrázcích používá lokální čtvercové okolí, jsou jeho rozměry liché, např.  $3 \times 3$ ,  $5 \times 5$ , atd. výpočet ještě urychlí skutečnost, že k nalezení mediánu stačí částečně uspořádat posloupnosti.



**Obr. 8.12 Filtrace mediánem. a) výchozí obraz, b) umělé porušení impulsním šumem, c) výsledek filtrace mediánem. [3]**

Metoda filtrace mediánem stanoví jas výsledného bodu jako medián určený z hodnot jasu bodů v lokálním okolí vstupního obrazu. Metoda redukuje stupeň rozmazání hran a dobře potlačuje impulsní šum. Hlavní nevýhodou filtrace mediánem v obdélníkovém okolí je to, že porušuje tenké čáry a ostré rohy v obraze. [3]



## 9 Programy použité ke zpracování obrazu

### 9.1 Zpracování obrazu v programu Matlab

Zpracování vybraných CT řezů bude prováděno v navrženém grafickém uživatelském rozhraní GUI. U jednotlivých obrazů bude podle potřeby použita úprava jasu, kontrastu, detekce hran, použití filtrů.

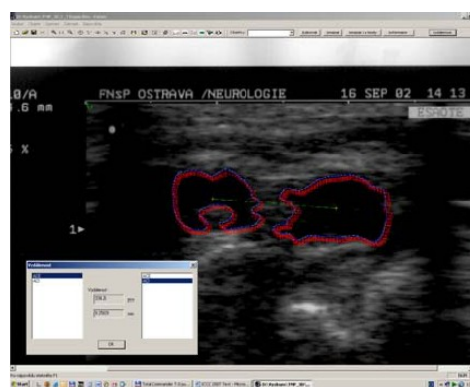
### 9.2 Fotogrammetrický systém FOTOM

Fotogrammetrie je vědní obor, zabývající se zpracováním informací na fotografických snímcích. Zabývá se rekonstrukcí tvarů, měřením rozměrů a určováním polohy předmětů, které jsou zobrazeny na fotografiích. Hlavním úkolem vizualizace procesu měření je prezentovat neměřené údaje, a to zcela jiným způsobem než jsou výsledky měření zobrazovány v tabulkách nebo sestavách. Přímá řeč čísel je sice jasná, avšak vyjádření výsledků měření i grafickou formou může mít někdy větší vypovídající hodnotu. Systém FOTOM je už několik let vyvíjen na katedře informatiky na FEI VŠB TU Ostrava a původně sloužil k proměřování důlních jam. Nové verze modulů vedly k vylepšení analýzy zájmových bodů a objektů na snímcích, a to co nejjednodušším a nejrychlejším způsobem. Nový verze systému FOTOM umožňuje podrobnější 2D a 3D analýzu snímků a 2D a 3D animace procesu měření. [9]

- FOTOM 2008 je složen z:
  - FOTOM 1- určen pro 2D modelování
  - FOTOM 2- určen pro měření snímků na sérii obrázků
  - FOTOM 3- určen pro 3D modelování
  - FOTOM 4- určen pro 2D animace procesu měření
  - FOTOM 5- určen pro rozpoznávání zájmových objektů a bodů
  -

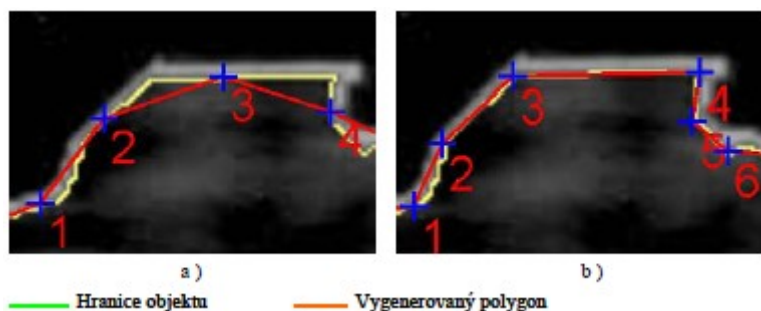


Obr. 9. 1. Ukázka ohrazení ložiska v  
v programu FOTOM. [9]



Obr. 9. 2. Měření vzdálenosti dvou objektů  
v programu FOTOM. [9]

Program FOTOM umožňuje velké množství úprav obrazu. Můžeme zde zařadit prahování, které se často používá jako metod detekce celých oblastí. Podstatou je rozdělení pixelů obrazu na pixely popředí a pozadí. Výstupem prahování je binární obraz, v němž bodům popředí přiřazujeme hodnotu 1 a zbývajícím bodům pozadí hodnotu 0. Další možností je vyplnění oblasti pixelů stejného nebo podobného jasu kolem zadaného bodu obrazu vybranou barvou. Dalším důležitým nástrojem je grafická úprava skicy, hranice. Z nalezené hranice ve formě posloupnosti pixelů je pak možno generovat uspořádanou množinu zájmových bodů ležících na této hranici a samozřejmě okamžitě proložit těmito body zájmový objekt polygon.



**Obr. 9. 3. a) nevhodně vygenerované body, b) vhodně vygenerované body. [9]**

Mezi další možné úpravy patří rozmazávání, u kterého docílíme vyhlazení hranice. Nástroj pera nám umožňuje kreslit do obrázku skici tužkou potřebné barvy a tloušťky. Relativní natočení objektu, měření vzdálenosti mezi objekty, měření odchylek, syntéza dvou měření, 3D modelování a animace.[9]

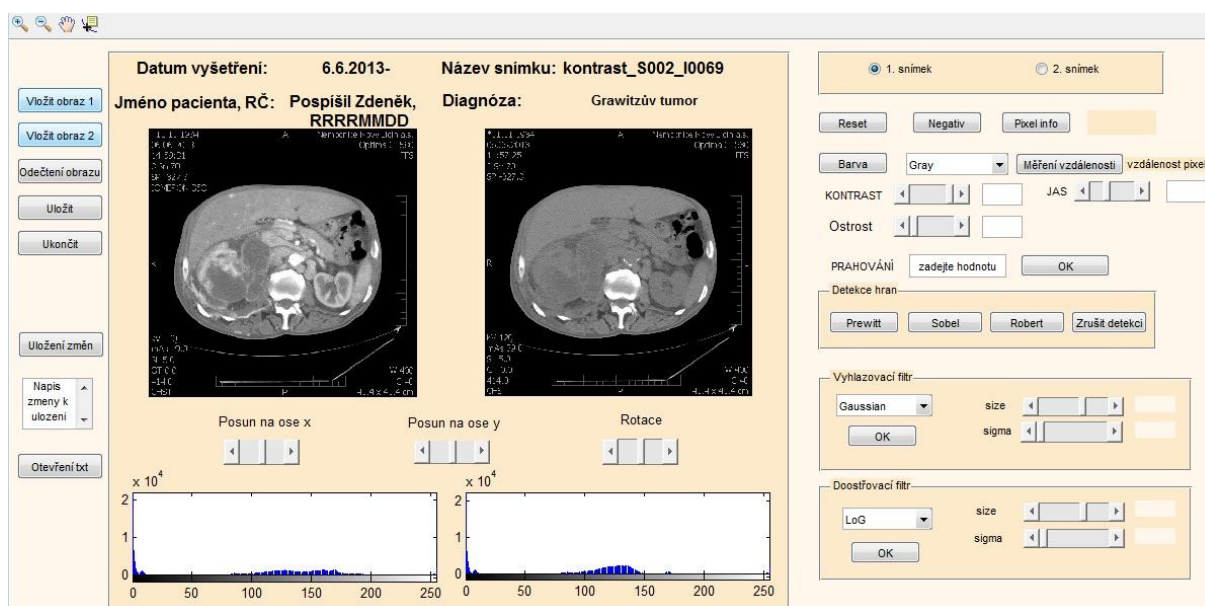
## 10 Zpracování vybraných CT skenů břišní dutiny

Než začneme s prvními úpravami obrazu, je důležité nejprve nastudovat anatomii a patologii jednotlivých orgánů a onemocnění dutiny břišní, které se na vybraných CT skenech vyskytují. Je důležité při vyhodnocování a srovnávání obrazů je mezi sebou nezaměnit nebo je špatně nehodnotit, aby nedošlo k mylné diagnostice. Vhodné je se orientovat v CT skenech a umět označit jednotlivé anatomické struktury s jejich možnými patologiemi.

Zpracování CT skenů břišní dutiny bylo prováděno v programech Matlab a FOTOM. Nejprve bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní v programu Matlab, ve kterém docházelo k základním úpravám obrazu, ke změně jasu, kontrastu a filtraci jednotlivých skenů. Následně se upravené snímky zpracovávaly v programu FOTOM, kde došlo k ohraničení patologických ložisek, k jejich následnému změření, porovnání a vyhodnocení změn v odstupu času.

### 10.1 Zpracování obrazu v programu Matlab

Zpracování CT skenů dutiny břišní bylo prováděno v navrženém grafickém uživatelském rozhraní, které je součástí vývojového prostředí programu Matlab. Uživatelské rozhraní je zobrazeno níže na obrázku 10. 1.

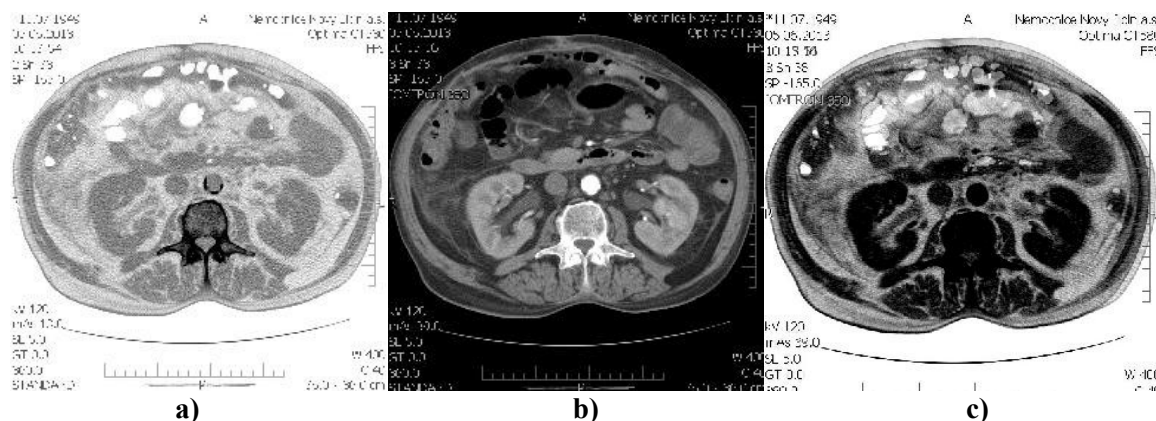


Obr. 10. 1. Navržené uživatelské rozhraní v programu Matlab.

Program pro zpracování obrazu je rozdělen do několika sekcí, sekce pro výběr obrazu, sekce zobrazení obrazu a sekce pro úpravu obrazu.

Sekce pro výběr obrazu umožňuje vložit zvolené snímky. Máme možnost vložit dva stejné snímky, kdy první snímek je referenční a druhý upravovaný, nebo každý jiný, což nám umožňuje hodnotit dva odlišné snímky, např. snímek nativní se snímkem po podání kontrastní látky, snímky pořízené s časovým odstupem při hodnocení vývoje onemocnění.

Další možností této sekce je odečtení obrazu. Dojde k odečtení vybraných snímků. Tato funkce je výhodná při odečítání snímku, kdy první je nativní a druhý nasycený kontrastní látkou. Můžeme říci, že jde o princip digitální subtrakční angiografie, kdy nativní snímek slouží, jako maska po převedení na negativ se spojí se snímkem po aplikaci KL a dojde k odečtení struktur, zůstává jen oblast s KL.



**Obr. 10. 2. Ukázka odečtení dvou obrazů. a) nativní snímek převedený v uživatelském rozhraní do negativu, b) snímek s aplikací KL, c) výsledný odečtený obraz.**

Důležitou částí této sekce je uložení provedených změn. Tato část umožňuje uložení změněných parametrů a jejich následnou reprodukovatelnost. Díky tomu si můžeme použité parametry zjistit a použít při dalším zpracování a srovnat díky tomu např. skeny získané v časovém odstupu.

Poslední funkce této části jsou uložení zpracovaných dat a ukončení programu.

Sekce zobrazení obrazu obsahuje plochu pro načtení vybraných snímků. Po jejich načtení se v horní části zobrazí informace o pacientovi (jméno, rodné číslo, diagnóza), informace o vyšetření (datum vyšetření, nativní nebo kontrastní vyšetření, označení skenu). V této části je i možná kalibrace obrazu na základě posunu obrazu po ose x, y a jeho rotaci. Tato možnost je zde hlavně z toho důvodu, že pacient neleží při všech vyšetření stejně, díky tomu by se mohlo stát, že při hodnocení dvou snímků, budou obrazy odlišné, špatně hodnotitelné, nebudou se dát odečíst. Ve spodní části této sekce se nalézají histogramy odpovídající každý svému upravovanému snímku.

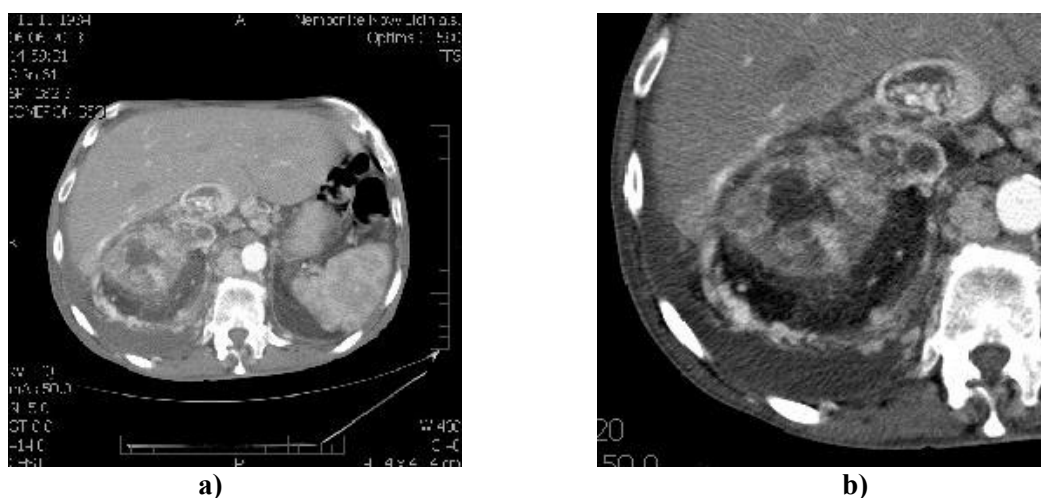
Sekce pro úpravu obrazu umožňuje upravit snímky, podle potřeby. V horní části této sekce je možnost výběru obrazu, který má být upravován, v jedné chvíli tedy upravujeme buď 1. snímek nebo 2. snímek. Pod touto možností se nachází tlačítka pro změnu snímku v negativ, reset snímku, který navrátí všechny změny do původní podoby, tlačítko „Pixel info“ pro zobrazení informace o hodnotě pixelu. Další možností je změna barvy obrazu, kde máme volbu gray, jet, cool, copper. V této části sekce se nachází i tlačítko „Měření vzdálenosti“, které měří vzdálenost X a Y (vzdálenost pixelů) v matici. Pod těmito tlačítky jsou umístěny posuvníky pro změnu kontrastu, jasu a ostrosti. Další částí této sekce pro zpracování obrazu jsou části pro detekci hran, aplikaci vyhlazovacího a doostřovacího filtru.

V části detekce hran máme volbu zvolit tlačítko „Prewitt“, „Sobel“, „Robert“. Jako vyhlazovací filtry jsou zde použity průměrování, mediánový, Gaussian a rotující maska a k doostřovacím filtrům jsou zde zahrnuty možnosti LoG, ostřící, Laplacian.

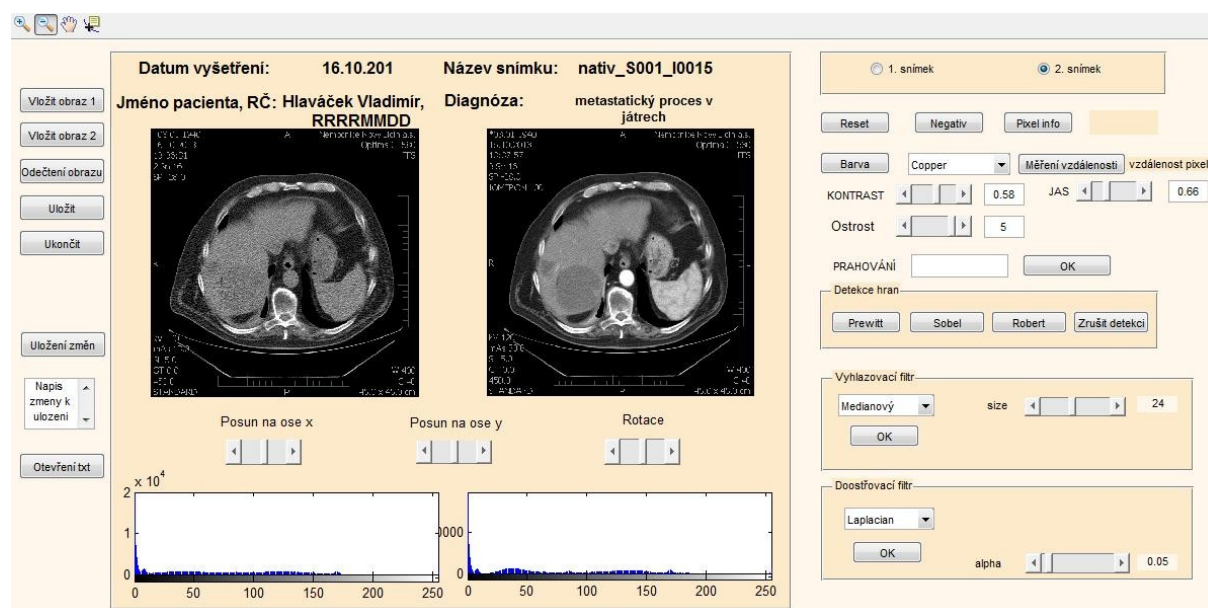
V nástrojové liště jsou další možnosti pro práci s obrazem a to přiblížení, oddálení, ruční posun snímku a kurzor k zobrazení dat o hodnotě pixelů, hodnotě RGB.

V navrženém uživatelském rozhraní byly upravovány snímky dutiny břišní, které byly vytvořeny při CT vyšetření, v nemocnici v Novém Jičíně. Na obr. 10. 3. a) je ukázka řezu dutiny břišní, kde je

nápadně vidět rozsáhlé ložisko nacházející se v pravé ledvině. Na obr. b) je upravován snímek pořízený při kontrastní fázi CT vyšetření. Po úpravě kontrastu, jasů, ostrosti a následném přiblížení zájmové oblasti v programu Matlab je ložisko v ledvině zřetelnější, lépe prokreslené.



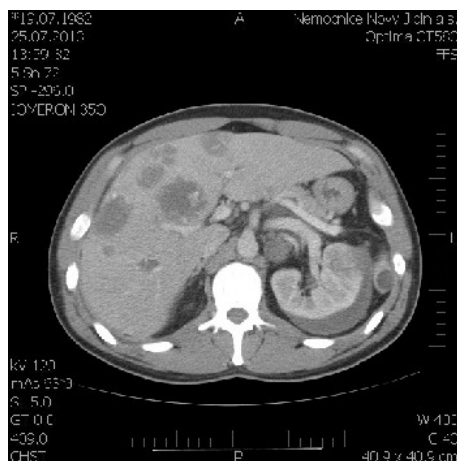
**Obr. 10. 3. a) CT sken dutiny břišní, b) detailní znázornění ložiska v ledvině, zpracování obrazu provedeno v programu Matlab.**



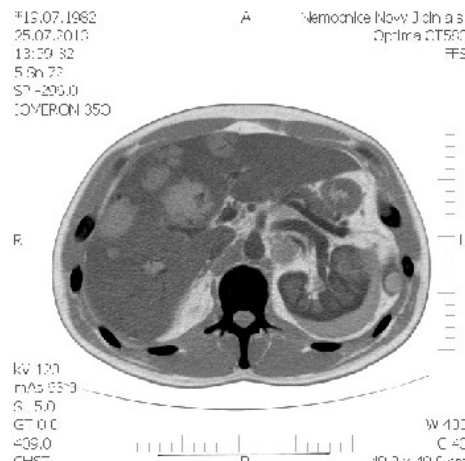
**Obr. 10. 4. Ukázka posouzení viditelnosti ložisek v játrech bez a po podání KL.**

Další důležitou částí zpracování obrazu bylo ukázat, že ne všechna ložiska jsou ihned zcela viditelná a plně hodnotitelná. Na obrázku výše, obr. 10. 4. je v uživatelském rozhraní ukázán příklad, kdy ložiska v játrech jsou plně hodnotitelná až po podání kontrastní látky (snímek vpravo). V levé části můžeme vidět CT sken, kde se v játrech jeví struktury tmavší, než je samotný parenchym jater. Na pravém obrázku jsou tyto ložiska zcela viditelná a můžeme říci, že se jedná o mnohočetné ložiskové postižení jater.





a)



b)



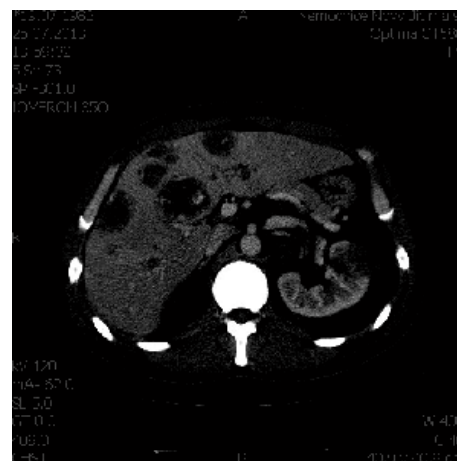
c)



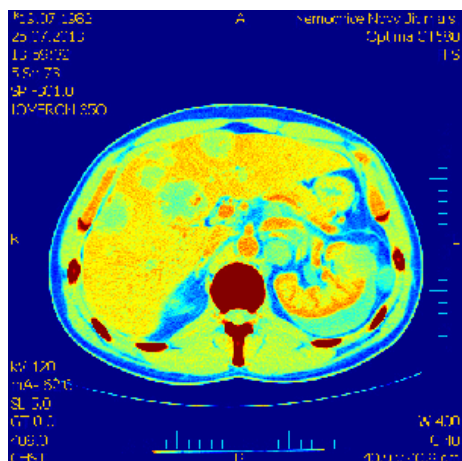
d)



e)



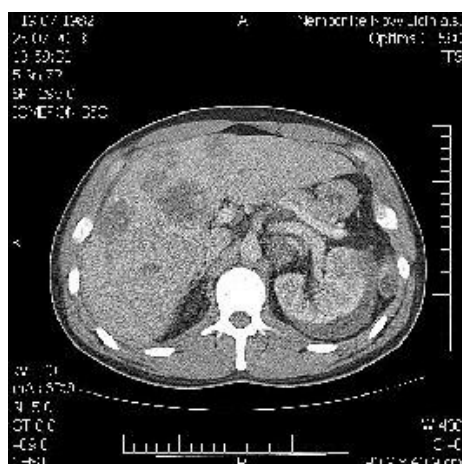
f)



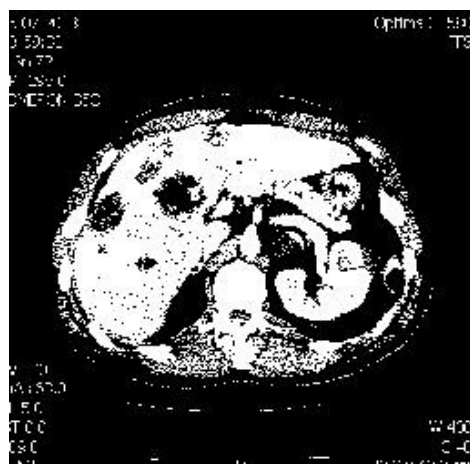
g)



h)



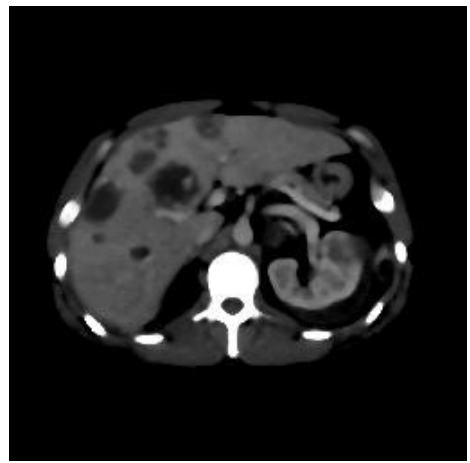
i)



j)



k)



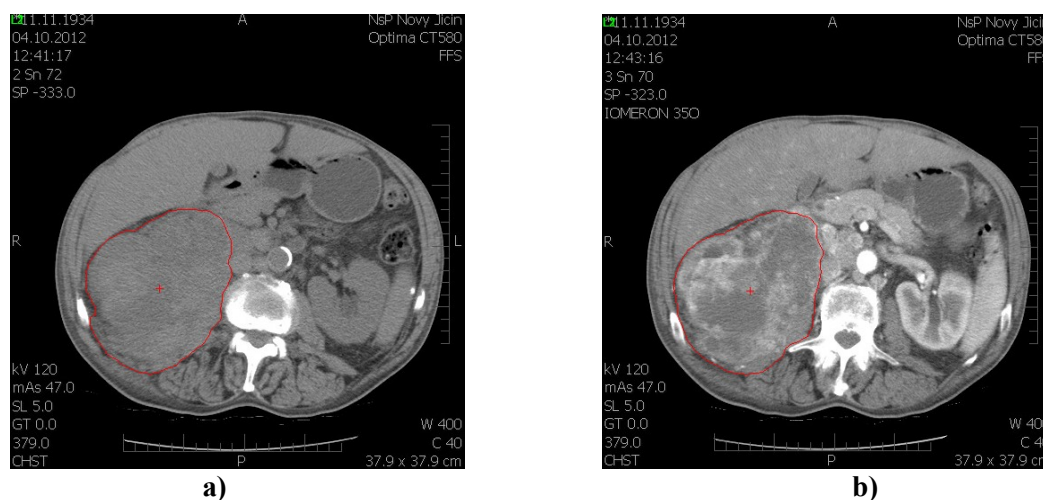
l)

Obr. 10. 5. Ukázka zpracování obrazu v uživatelském rozhraní. Metastatické postižení jater. a) původní snímek, b) negativ, c) změna jasu, d) změna kontrastu, e) kostní okno, f) vykreslení ložisek, g) změna barvy, h) výsledek odečtení snímku s a bez kontrastu, i) doostřovací filtr, j) prahování, k) LoG, l) vyhlazovací filtr- mediánový.

## 10.2 Zpracování obrazu v programu FOTOM

V předchozím odstavci jsme se zabývali úpravami vybraných CT skenů dutiny břišní v programu Matlab, kde došlo k jejich předzpracování z důvodů co nejlepší detekce onkologického ložiska. Byl upraven jas, kontrast a ostrost jednotlivých snímků za účelem jejich následného zpracování v programu FOTOM.

Program FOTOM nám umožnil tyto upravené snímky dále zpracovávat. Došlo k ohraničení onkologických ložisek, jejich proměření, porovnání a zhodnocení onemocnění v odstupu času. Hlavním cílem úpravy obrazu v programu FOTOM bylo ohraničit ložiska, změřit jejich velikosti a následně je porovnat, zhodnotit a vysledovat rozdíly v ložiscích v časových odstupech mezi vyšetřeními.



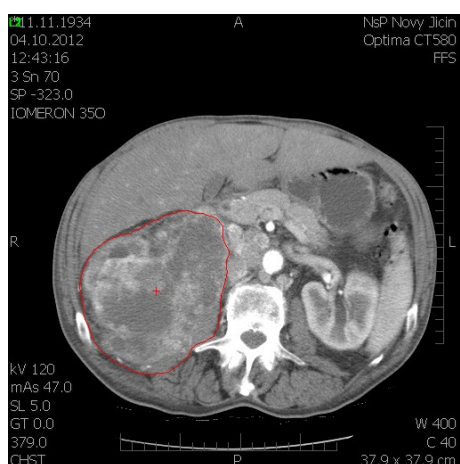
**Obr. 10. 6. Grawitzův tumor pravé ledviny, ložisko ohraničené v programu FOTOM, a) nativní vyšetření, b) vyšetření s aplikací KL.**

Na obrázcích výše můžeme vidět onkologické ložisko v pravé ledvině, jedná se o Grawitzův tumor. Obrázek a) je CT sken nativní fáze vyšetření, kdy ložisko není nijak nasyceno. Barevně je ložisko shodné s okolními strukturami ledviny, které dle základních charakteristik odpovídá právě diagnóze Grawitzova tumoru. Na obrázku b) je viditelné nasycení jak onkologického ložiska kontrastní látkou, tak i okolních struktur, také povaha ložiska se nám zvýraznila, struktura ložiska není nasycená rovnoměrně a je proto vizuálně odlišná od ložiska na obrázku a).

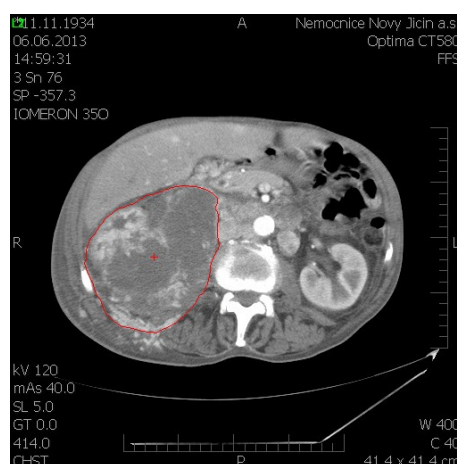
Další úprava obrazu, kterou se tato práce zabývala, je ohraničení ložisek onkologického onemocnění, jejichž obraz byl získán v různém časovém odstupu. Jedná se tedy o dvě vyšetření provedená v různém časovém období u totožného pacienta. V tomto případě je možné zjistit buď expanzi, stagnaci nebo regresi ložiska.

Onkologická ložiska byla pomocí programu FOTOM ohraničená a až po nastudování anatomie a patologie dutiny břišní je zřejmé, že se jedná o abnormální tvar a proměřená, obě srovnání byla prováděná u kontrastní fáze vyšetření. Na obr. 10. 7. můžeme vidět dva CT skeny znázorňující Grawitzův tumor pravé ledviny. Obr. a) je první vyšetření pacienta, na obr. b) je CT sken získaný o 8 měsíců později, než CT sken z vyšetření prvního. Z vizuálního posouzení můžeme říci, že oproti prvnímu vyšetření došlo k regresi ložiska. Na obrázcích 10. 8, 10. 9. jsou ložiska proměřená a vizuální posouzení obrazů je potvrzeno.



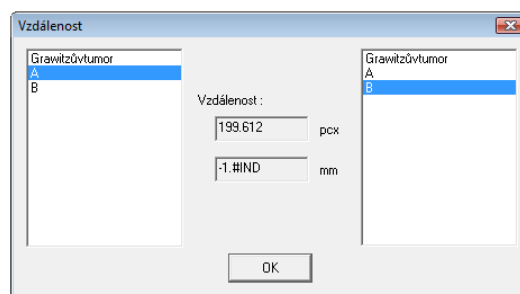


a)

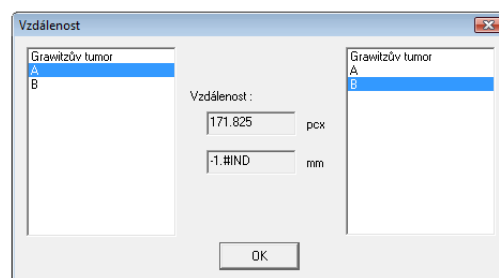


b)

**Obr. 10. 7. Grawitzův tumor pravé ledviny, ložisko ohraničené v programu FOTOM, a) první vyšetření pacienta, b) vyšetření s odstupem času.**

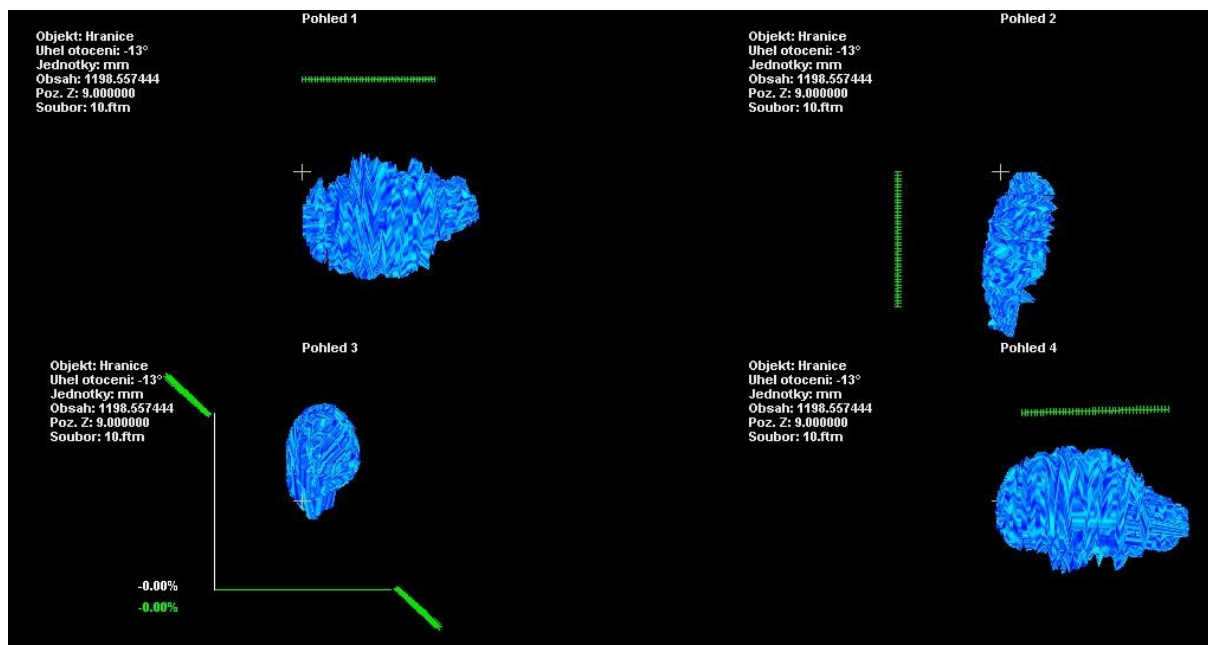


**Obr. 10. 8. Ukázka ohraničení a změření velikosti ložiska v programu FOTOM, (první vyšetření provedené u pacienta).**



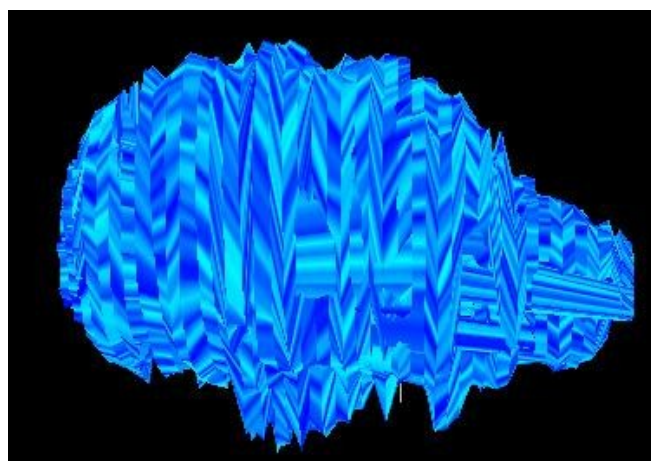
**Obr. 10. 9. Ukázka ohraničení a změření velikosti ložiska v programu FOTOM, (vyšetření provedené v osmiměsíčním odstupu od prvního vyšetření).**

Program FOTOM umožňuje ložisko vykreslit v 3D. Díky tomu nemusí být ložiska srovnávány pouze podle jednotlivých řezů, ale v celém svém objemu a obsahu.



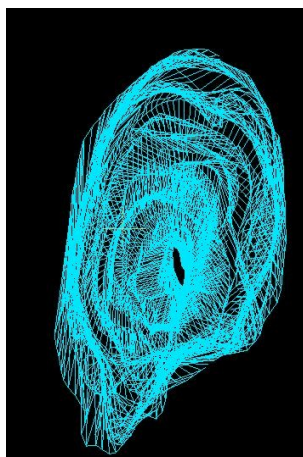
Obr. 10. 10. Úprava snímku v programu FOTOM, 3D.

Na snímku výše, je ukázka zpracování skenů v programu FOTOM a jeho transformace do 3D. Z obrázků. 10. 8. a 10. 9., na kterých je ukázán Grawitzův tumor pravé ledviny můžeme porovnat průměr ložisek, zhodnotit přibližně rozsah a prorůstání do okolních tkání. Nemůžeme ale přesně říct, kde ložisko začíná, končí, jestli na dalším skenu zasahuje větší množství okolní tkáně. Pomocí zpracování těchto skenů v programu FOTOM si ložisko zobrazíme jako 3D model, díky tomu vidíme ložisko v celku ne rozdělené v jednotlivých řezech, můžeme hodnotit délku, šířku, a celé onkologické ložisko prostorově.

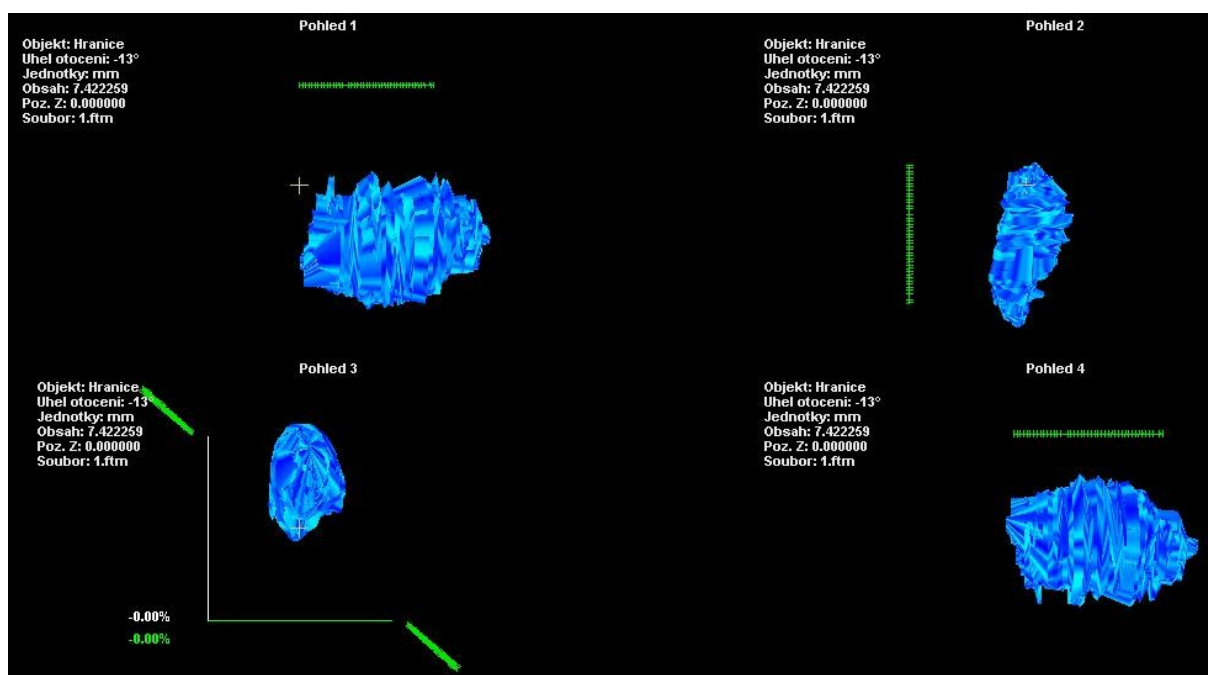


Obr. 10. 11. 3D model, Grawitzův tumor.

Obrázek 10. 11. nám detailněji ukazuje 3D model Grawitzova tumoru, jde o 3D model s použitím plných stěn, další obrázek ukazuje drátěný model ložiska.

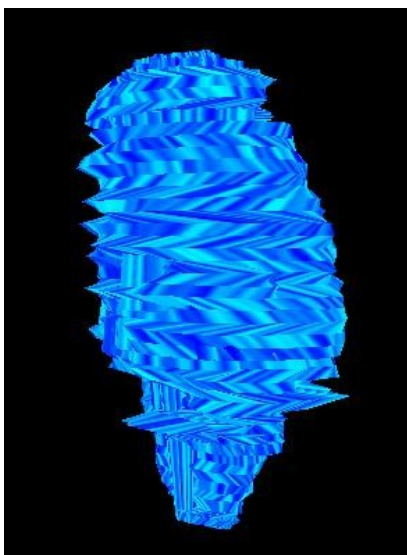


Obr. 10. 12. 3D model, Grawitzův tumor, drátěný model.

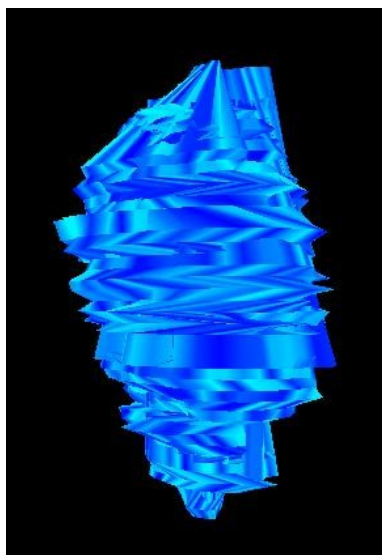


Obr. 10. 13. Grawitzův tumor, ložisko z vyšetření pořízeného s odstupem času.

Na obrázku 10. 13. je 3D zpracování onkologického ložiska, jedná se Grawitzův tumor pravé ledviny, který byl zpracováván i na předešlých obrázcích. Jde o ložisko zaznamenané při CT vyšetření provedeného s osmiměsíčním odstupem. Z obrázku výše můžeme vizuálně posoudit, že došlo k jeho expanzi. Tato expanze je poté lépe hodnotitelná na obrázcích 10. 14., 10. 15.



**Obr. 10.14. 3D model, Grawitzův tumor,  
obsah 1198,55 mm<sup>2</sup>, vyšetření provedeno  
4. 1. 2013.**



**Obr. 10. 15. 3D model, Grawitzův tumor,  
obsah 1199,92 mm<sup>2</sup>, vyšetření provedeno  
20. 9. 2013.**

# 11 Statistická analýza

V této části práce je provedeno statistické šetření, které se zabývá výskytem onkologického onemocnění dutiny břišní. Data, která jsou zpracovávána, byla získána na Radiodiagnostickém oddělení v nemocnici v Novém Jičíně. Jedná se o data pacientů, vyšetřených na CT v roce 2013. V tomto období bylo vyšetřeno celkem 4426 pacientů. Ke zpracování těchto dat byly použity programy Statgraphics a MS Excel 2010.

V první části statistické analýzy je okrajově probráno několik pojmů používaných v dalších částech statistického šetření.

## 11.1 Statistické charakteristiky kvalitativních proměnných

### 11.1.1 Nominální proměnná

Nominální proměnná nabývá v rámci souboru různých, avšak rovnocenných kategorií. Počet těchto kategorií nebývá příliš vysoký, a proto první statistickou charakteristikou, kterou k popisu proměnné použijeme je četnost. [12]

- Četnost  $n_i$  (absolutní četnost) je definovaná jako počet výskytu dané varianty kvalitativní proměnné.

$$n_1 + n_2 + \dots + n_k = \sum_{i=1}^k n_i = n.$$

Chceme-li vyjádřit, jako část souboru tvoří proměnné s některou variantou, použijeme pro popis proměnné relativní četnost.

- Relativní četnost  $p_i$  je definovaná jako

$$p_i = \frac{n_i}{n}, \quad \text{popř. } p_i = \frac{n_i}{n} \cdot 100 [\%].$$

### 11.1.2 Nominální proměnná

Ordinální proměnná, stejně jako proměnná nominální, nabývá v rámci souboru různých slovních variant, avšak tyto varianty mají přirozené uspořádání, tj. můžeme určit, která je „menší“ a která „větší“.

Pro popis ordinální proměnné se používají stejné statistické charakteristiky a grafy jako pro popis proměnné nominální, rozšířené o další dvě charakteristiky (kumulativní četnost, kumulativní relativní četnost), které berou v úvahu uspořádání ordinální proměnné.

- Kumulativní četnost  $m_i$  definujeme jako počet hodnot proměnné, které nabývají varianty nižší nebo rovné  $i$ -té variantě.

Jsou-li jednotlivé varianty uspořádány podle své „velikosti“, platí

$$m_i = \sum_{j=1}^i n_j$$

Druhou speciální charakteristikou určenou pouze pro ordinální proměnnou je kumulativní relativní četnost. [12]

- Kumulativní relativní četnost  $F_i$  vyjadřuje, jakou část souboru tvoří hodnoty nabývající  $i$ -té a nižší varianty.

$$F_i = \sum_{j=1}^i p_j,$$

což není nic jiného než relativní vyjádření kumulativní četnosti:

$$F_i = \frac{m_i}{n}.$$

### 11.1.3 Pojmy použité v podkapitole Statistická indukce

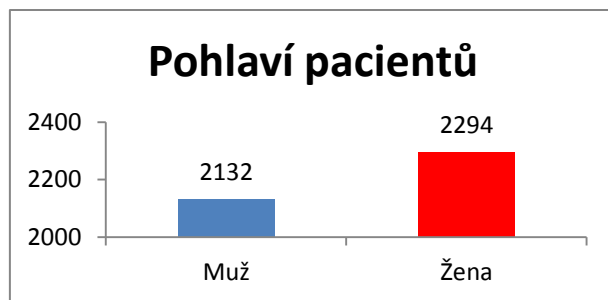
- Xobs- je pozorovaná hodnota testové statistiky  $T(X)$ .
- df- počet stupňů volnosti.
- P- hodnota- pokud je p- hodnota menší než zvolená hladina významnosti  $\alpha$  (obvykle 0,05), nulová hypotéza se zamítá a přikláníme se k alternativě. Znamená to, že rozdíl mezi zadanou hodnotou a rozptylem výběrového souboru je příliš velký na to, aby mohl být důsledkem náhodného výběru, je statisticky významný. Je-li p- hodnota větší než zvolená hladina významnosti, nulová hypotéza se nezamítá. Znamená to, že rozdíl mezi zadanou hodnotou a rozptylem výběrového souboru může být důsledkem náhodného výběru, je statisticky nevýznamný. [12]

## 11.2 Explorační analýza

Soubor dat, se kterým je pracováno obsahuje informace o pacientech, jako jsou jejich jména, rodná čísla, základní diagnózy, žadatele vyšetření, a vyšetření, která byla pacientovi provedena. Jedná se o data, která zahrnují všechna CT vyšetření, která byla udělaná v Novojičinské nemocnici v roce 2013, tedy i vyšetření mimo CT břišní dutiny. V tabulce uvedené níže je první sledovaný údaj, a to pohlaví všech pacientů vyšetřených na CT v roce 2013.

Pohlaví	Absolutní četnost	Relativní četnost[%]
Muž	2132	48
Žena	2294	52
Celkem	4426	100

**Tabulka 1 Zastoupení všech pacientů vyšetřených v roce 2013 dle pohlaví.**

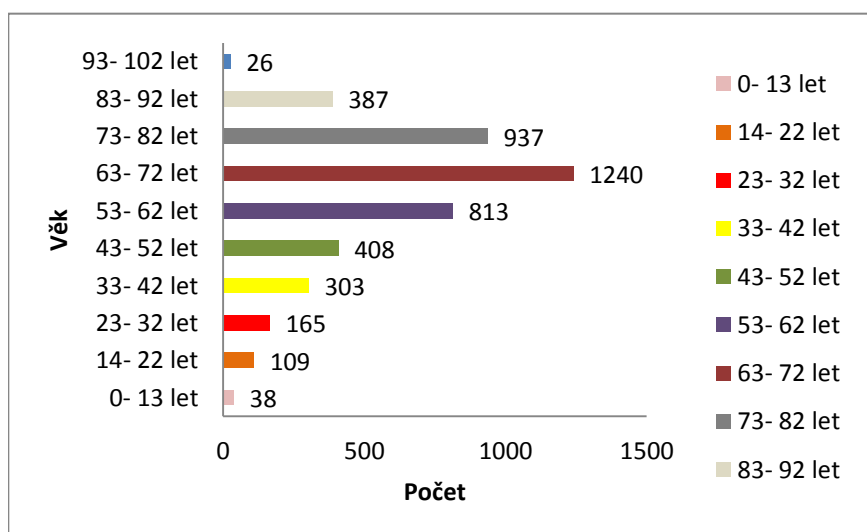


**Graf 1 Zastoupení všech pacientů vyšetřených v roce 2013 dle pohlaví.**

V níže uvedené tabulce a grafu je rozdělení pacientů dle jejich roku narození, můžeme vidět, že nejvíce zastoupená skupina jsou pacienti narození v letech 1941- 1950, tito tvoří 28% ze všech vyšetřených.

Věk	Absolutní četnost	Relativní četnost[%]	Kumulativní četnost	Kumulativní relativní četnost[%]
0- 13 let	38	0,9	38	0,9
14- 22 let	109	2,5	147	3,4
23- 32 let	165	3,7	312	7,1
33- 42 let	303	6,9	615	14,0
43- 52 let	408	9,3	1023	23,3
53- 62 let	813	18,3	1836	41,6
63- 72 let	1240	28,0	3076	69,6
73- 82 let	937	21,2	4013	90,8
83- 92 let	387	8,7	4400	99,5
93- 102 let	26	0,5	4426	100
Celkem	4426	100		

**Tabulka 2 Zastoupení všech pacientů vyšetřených v roce 2013 dle věku.**

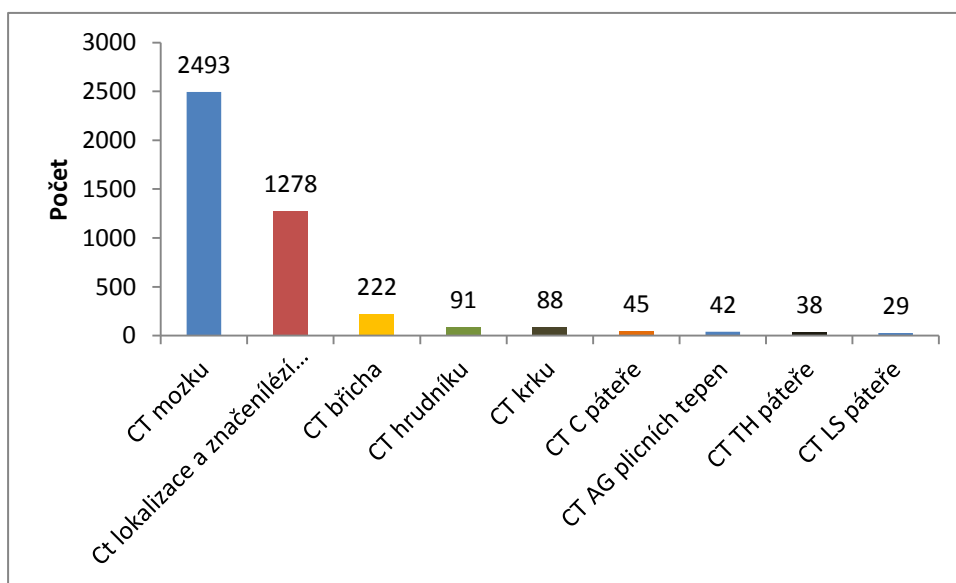


**Graf 2 Zastoupení všech pacientů vyšetřených v roce 2013 dle věku.**

Z níže uvedeného grafu a tabulky nám vyplývá, že nejčastěji prováděné CT vyšetření je CT vyšetření mozku, které zastupuje 57,8 % ze všech vyšetření, které byly v roce 2013 v nemocnici v Novém Jičíně provedeny. Hned za ním se řadí CT lokalizace a značení lézí pod CT kontrolou, tyto tvoří 29,6 % ze všech vyšetření. CT vyšetření břišní dutiny je zde zastoupeno 222 vyšetřeními.

Vyšetření	Absolutní četnost	Relativní četnost [%]
CT mozku	2493	57,8
CT lokalizace a značení lézí pod CT kontrolou	1278	29,6
CT břicha	222	5,0
CT hrudníku	91	2,0
CT krku	88	2,0
CT C páteře	45	1,0
CT AG plicních tepen	42	1,0
CT TH páteře	38	0,9
CT LS páteře	29	0,7
Celkem	4326	100,0

**Tabulka 3 CT vyšetření prováděná v roce 2013 v nemocnici v Novém Jičíně.**



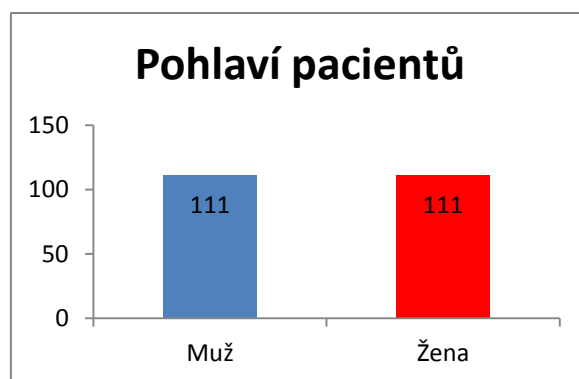
**Graf 3 CT vyšetření prováděná v roce 2013 v nemocnici v Novém Jičíně.**

Další část explorační analýzy se bude zabývat pouze CT vyšetřením dutiny břišní. Tabulka níže nám ukazuje zastoupení pacientů dle pohlaví, kterým bylo v roce 2013 uděláno CT vyšetření břicha. V našem případě jsou muži i ženy zastoupeni 50%.

Pohlaví	Absolutní četnost	Relativní četnost[%]
Muž	111	50
Žena	111	50
Celkem	222	100

**Tabulka 4 Zastoupení pacientů, kterým bylo provedeno CT břicha dle pohlaví.**

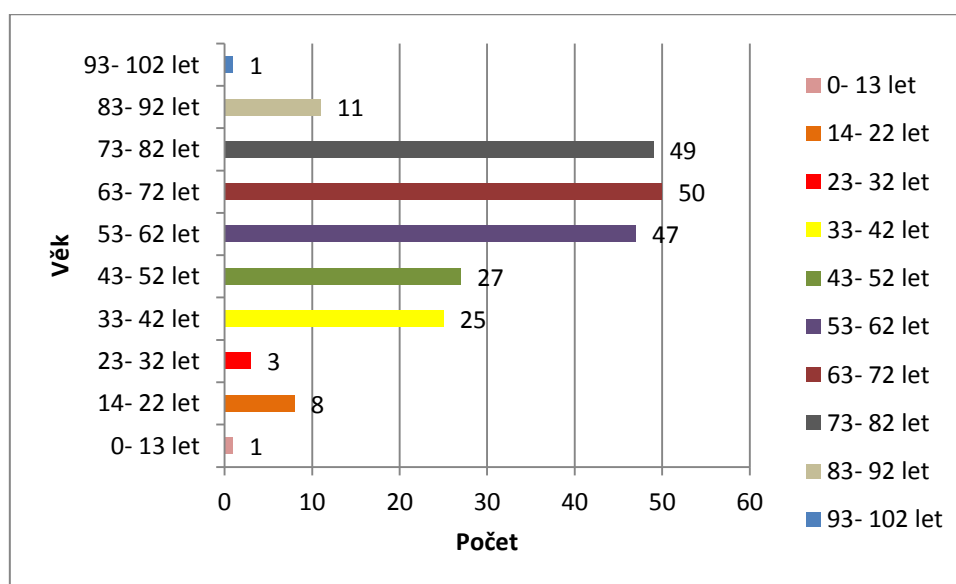




**Graf 4 Zastoupení pacientů, kterým bylo provedeno CT břicha dle pohlaví.**

Věk	Absolutní četnost	Relativní četnost[%]	Kumulativní četnost	Kumulativní relativní četnost[%]
0- 13 let	1	0,5	1	0,5
14- 22 let	8	3,6	9	4,1
23- 32 let	3	1,3	12	5,4
33- 42 let	25	11,2	37	16,6
43- 52 let	27	12,2	64	28,8
53- 62 let	47	21,2	111	50,0
63- 72 let	50	22,5	161	72,5
73- 82 let	49	22,1	210	94,6
83- 92 let	11	5,0	221	99,6
93- 102 let	1	0,4	222	100
Celkem	222	100		

**Tabulka 5 Rozdělení pacientů s vyšetřením CT břicha v roce 2013 dle roku narození.**



**Graf 5 Rozdělení pacientů s vyšetřením CT břicha v roce 2013 dle roku narození.**

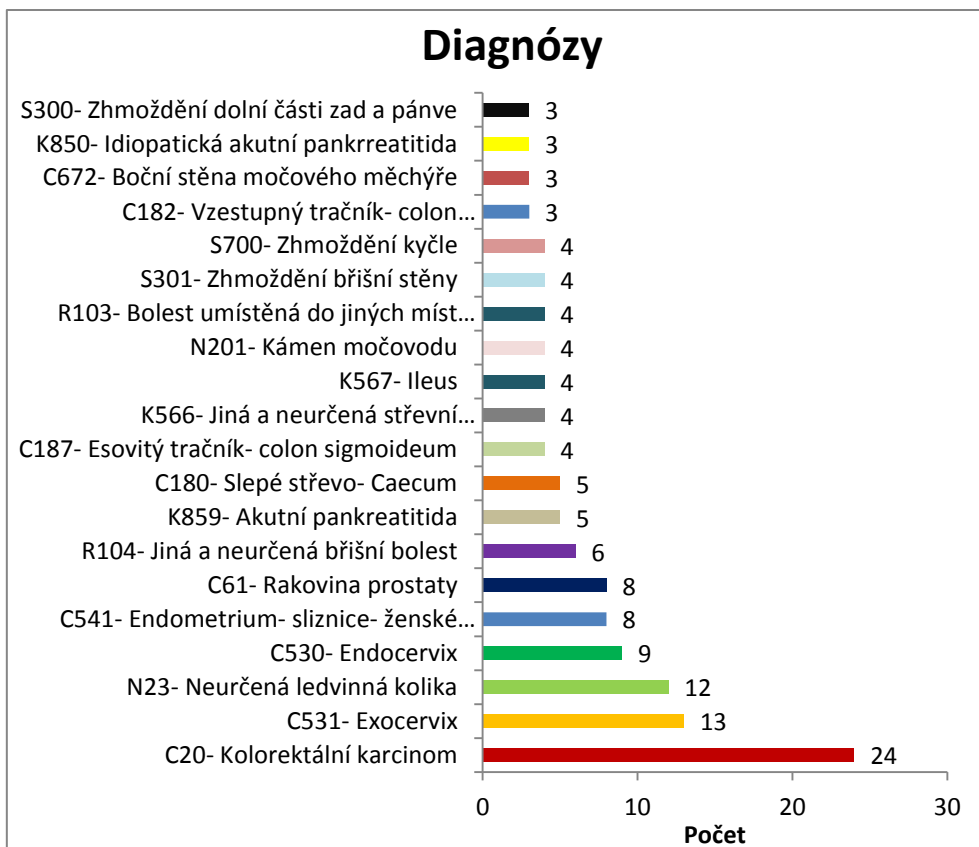
Z výše uvedené tabulky a grafu, které uvádějí rozdělení pacientů vyšetřených pro onemocnění břišní dutiny dle roku narození, můžeme vidět, že mezi nejčastěji vyšetřované pacienty v roce 2013 patří pacienti narození v letech 1940- 1960. Z toho nejčetnější skupina, která je procentuálně zastoupená 22,5% byla narozena mezi léty 1941- 1950.

Diagnóza	Absolutní četnost	Relativní Četnost[%]
C20- Kolorektální karcinom	24	18,5
C531- Exocervix	13	10,0
N23- Neurčená ledvinná kolika	12	9,2
C530- Endocervix	9	6,8
C541- Endometrium- sliznice- ženské pohlavní orgány	8	6,2
C61- Rakovina prostaty	8	6,2
R104- Jiná a neurčená břišní bolest	6	4,6
K859- Akutní pankreatitida	5	3,8
C180- Slepé střevo- Caecum	5	3,8
C187- Esovitý tračník- colon sigmoideum	4	3,1
K566- Jiná a neurčená střevní neprůchodnost	4	3,1
K567- Ileus	4	3,1
N201- Kámen močovodu	4	3,1
R103- Bolest umístěná do jiných míst dolní části břicha	4	3,1
S301- Zhmoždění břišní stěny	4	3,1
S700- Zhmoždění kyčle	4	3,1
C182- Vzestupný tračník- colon ascendens	3	2,3
C672- Boční stěna močového měchýře	3	2,3
K850- Idiopatická akutní pankreatitida	3	2,3
S300- Zhmoždění dolní části zad a pánve	3	2,3
Celkem	130	100,0

**Tabulka 6 Diagnózy.**

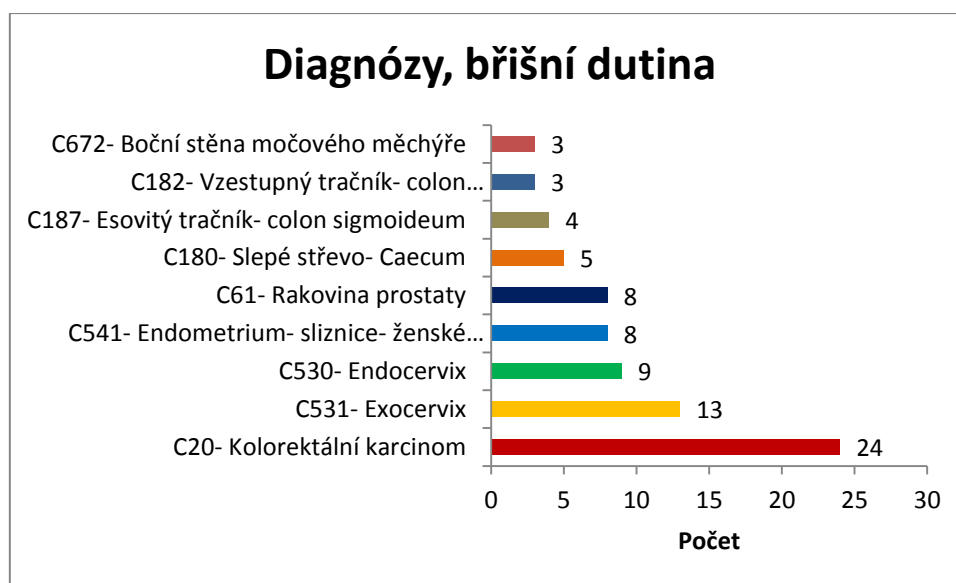
Tabulka č. 6 obsahuje nejčastější diagnózy vyšetřených pacientů, kompletní tabulka obsahující všechny diagnózy je v příloze. Jsou zde zahrnuty diagnózy úrazu, bolesti zad, tumorózního onemocnění.

Mezi nejčastější diagnózu patří Kolorektální karcinom s 18,5%, karcinom Exocervixu s 10% a neurčená ledvinná kolika s 9,2%.



**Graf 6 Diagnózy.**

V níže uvedeném grafu a tabulce jsou shrnuty pouze onkologické diagnózy dutiny břišní.



**Graf 7 Onkologické diagnózy dutiny břišní.**

Diagnózy, břišní dutina	Absolutní četnost	Relativní četnost[%]
C20- Kolorektální karcinom	24	31,2
C531- Exocervix	13	16,9
C530- Endocervix	9	11,7
C541- Endometrium- sliznice- ženské pohlavní orgány	8	10,3
C61- Rakovina prostaty	8	10,3
C180- Slepé střevo- Caecum	5	6,6
C187- Esovitý tračník- colon sigmoideum	4	5,2
C182- Vzestupný tračník- colon ascendens	3	3,9
C672- Boční stěna močového měchýře	3	3,9
Celkem	77	100

**Tabulka 7 Onkologické diagnózy dutiny břišní**

## 11.3 Statistická indukce

V následující části práce se na rozebíraná data aplikují metody statistické indukce.

Sledované závislosti:

- Závislost mezi pohlavím pacienta a onkologickou diagnózou dutiny břišní
- Závislost mezi rokem narození pacienta a onkologickou diagnózou dutiny břišní

### 11.3.1 Závislost mezi pohlavím pacienta a onkologickou diagnózou dutiny břišní

Pro porovnání byly zvoleny 2 jevy: pohlaví pacientů a diagnóza. Existuje rozdíl v zastoupení onkologických diagnóz u jednotlivých pohlaví?

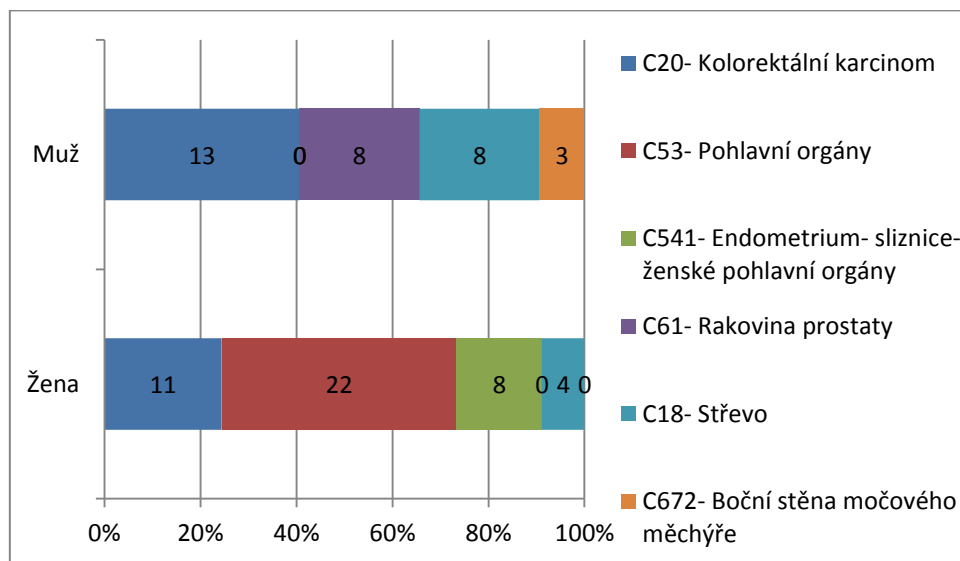
Níže je uvedena kontingenční tabulka.

Diagnóza	Muž	Žena
<b>C154</b>	1	0
<b>C163</b>	2	0
<b>C169</b>	2	1
<b>C180</b>	2	2
<b>C182</b>	0	2
<b>C183</b>	1	0
<b>C184</b>	2	0
<b>C187</b>	5	0
<b>C19</b>	0	1
<b>C20</b>	13	10
<b>C210</b>	1	0
<b>C220</b>	1	0
<b>C23</b>	0	2

Diagnóza	Muž	Žena
C240	1	0
C241	0	2
C249	0	1
C340	1	1
C341	1	0
C349	0	2
C509	0	1
C530	1	8
C531	0	13
C538	0	2
C541	0	8
C56	0	2
C570	0	1
C61	8	0
C620	1	0
C66	0	2
C672	4	0
C679	0	1
C787	0	1
C820	0	1
C839	0	1
C921	0	1

Pro ověření dané hypotézy byl použit  $\chi^2$  test dobré shody. Na základě výsledků testu ( $X_{\text{obs}} = 22,75$ ,  $df = 20$ ,  $P$ - hodnota- 0,3012) nebyla hypotéza o nezávislosti diagnózy a pohlaví zamítnuta na hladině významnosti 0,05.

Mozaikový graf



### 11.3.2 Závislost mezi rokem narození pacienta a onkologickou diagnózou dutiny břišní

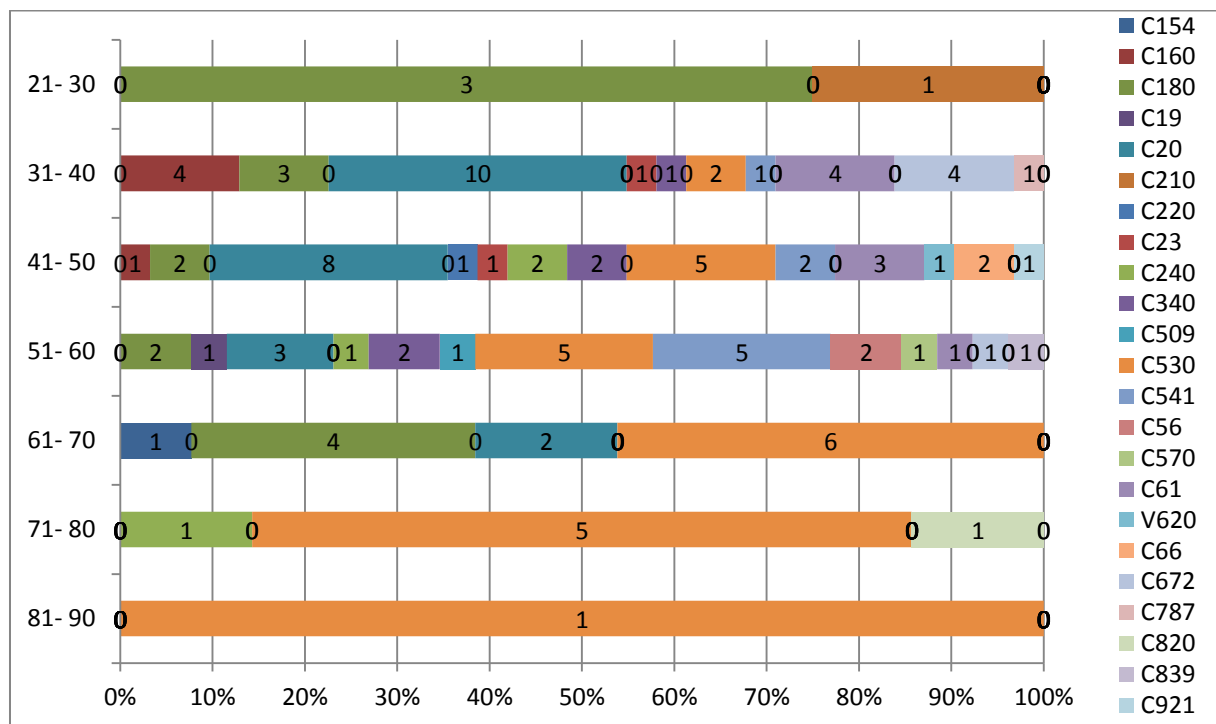
V této části byly porovnávány diagnózy pacientů s jejich rokem narození. Existuje závislost mezi stářím pacienta a diagnózou onemocnění, kterou trpí?

Kontingenční tabulka

Diagnóza	81- 90	71- 80	61- 70	51- 60	41- 50	31- 40	21- 30
C154	0	0	1	0	0	0	0
C160	0	0	0	0	1	4	0
C180	0	0	4	2	2	3	3
C19	0	0	0	1	0	0	0
C20	0	0	2	3	8	10	0
C210	0	0	0	0	0	0	1
C220	0	0	0	0	1	0	0
C23	0	0	0	0	1	1	0
C240	0	1	0	1	2	0	0
C340	0	0	0	2	2	1	0
C509	0	0	0	1	0	0	0
C530	1	5	6	5	5	2	0
C541	0	0	0	5	2	1	0
C56	0	0	0	2	0	0	0
C570	0	0	0	1	0	0	0
C61	0	0	0	1	3	4	0
V620	0	0	0	0	1	0	0
C66	0	0	0	0	2	0	0
C672	0	0	0	1	0	4	0
C787	0	0	0	0	0	1	0
C820	0	1	0	0	0	0	0
C839	0	0	0	1	0	0	0
C921	0	0	0	0	1	0	0

Pro ověření dané hypotézy byl použit  $\chi^2$  test dobré shody. Na základě výsledků testu ( $X_{\text{obs}} = 19,54$ ,  $df = 36$ ,  $P$ - hodnota- 0,9844) nebyla hypotéza o nezávislosti diagnózy a pohlaví zamítnuta na hladině významnosti 0,05.

## Mozaikový graf



## 12 Závěr

Hlavním cílem této diplomové práce byl návrh a rozšíření nástrojů pro úpravu medicínských snímků v prostředí MATLAB za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů. Mezi zájmové objekty, kterými se zabývá tato práce, patří onkologické onemocněné dutiny břišní. Tyto onkologická ložiska jsou hodnocena na CT skenech. Jako první tedy bylo důležité seznámení se samotným principem Výpočetní tomografie, následně s anomií a patologií dutiny břišní, její zhodnocení na CT skenech a orientace v nich. Lékaři radiologové zpracovávají CT vyšetření na speciálních programech nainstalovaných na lékařských konzolách, zabývají se úpravou pomocí postprocessingových metod. Cílem této práce je ukázat, že toto vyšetření je možné zpracovávat efektivně i pomocí jiných programů a to programy Matlab a FOTOM, které by případně mohly usnadnit práci lékařům.

Jedním z úkolů této diplomové práce bylo navržení uživatelského rozhraní, které by zpracovávalo medicínské snímky a napodobovalo by postup úpravy vyšetření lékařem. Navržené uživatelské rozhraní upravuje snímky na základě změny jasové transformace, jako je úprava kontrastu, jasu, vytvoření negativu a histogramu. Další součástí je filtrace obrazu, detekce hran, doostřování a odečítání obrazu. Takto zpracované snímky jsou dále zpracovávány v programu FOTOM. Tento program dokáže změřit průměry ložisek, ohraničit patologické struktury, měřit jejich vzdálenosti, dále je mezi sebou porovnat, ať už jedno vyšetření porovnáním nativní a kontrastní fáze vyšetření nebo porovnání vyšetření u jednoho pacienta s odstupem času. Při porovnání v odstupě času je pak možné rozlišit expanzi nebo regresi. Program FOTOM může z jednotlivých skenů vytvořit 3D model onkologického ložiska, což je velice přínosné k jeho diagnóze oproti posuzování sken po skenu. Opět mohou být tímto způsobem porovnány dvě vyšetření v tomto případě pomocí změření jejich objemů, obsahů.

Navržený program pro úpravu obrazu je možné dále rozvíjet a použít i pro jiné oblasti než je dutina břišní nebo samotná modalita CT. Může se jednat o RTG, USG, MR a jakékoli anatomické struktury jimi zobrazované. Všechny body zadání této diplomové práce byly splněny a dosažené výsledky odpovídají základním požadavkům.



## 13 Seznam literatury

- [1] NEKULA, Josef. *Radiologie*. 3. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2005. 205 s. vysokoškolská skripta. [ISBN 80-244-1011-7](#).
- [2] Standardy pro provádění a hodnocení CT vyšetření. In: *Standardy pro provádění a hodnocení CT vyšetření* [online]. Nemocnice na Hlomolce, 2012 [cit. 2013-11-05]. Dostupné z: [http://www.homolka.cz/common/files/rdg\\_standardy\\_provedeni\\_a\\_hodnoceni\\_ct\\_vysetreni.pdf](http://www.homolka.cz/common/files/rdg_standardy_provedeni_a_hodnoceni_ct_vysetreni.pdf)
- [3] HLAVÁČ, V., SEDLÁČEK, M. *Zpracování signálů a obrazů*. 2. vydání. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2005. 255 s. ISBN 80 - 01 - 03110 – 1
- [4] ZAPLETÍLEK, Karel. *MATLAB pro začátečníky*. 2. vyd. Praha: BEN- Technická literatura, 2003. ISBN 80-7300-175-6.
- [5] ZAPLETÍLEK, Karel a Bohuslav DOŇAR. *MATLAB: začínáme se signály*. 1. vyd. Praha: BEN- Technická literatura, 2006. ISBN 80-7300-200-0.
- [6] ULLMANN, Vojtěch. Aplikace ionizujícího záření - jaderné a radiační metody. ULLMANN, Vojtěch. *X-záření - rentgenová diagnostika: Rentgenová tomografie - CT* [online]. Ostrava, 2007, 2013 [cit. 2013-12-03]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm#CT>
- [7] HURTOVÁ, Marie, Miroslav LOUDA, ROMŽOVÁ a Miloš BROŽÁK. Bilaterální karcinom ledviny řešený jednodobou operací, nefrektomií a resekcí ledviny. *ProLékaře* [online]. 2013. vyd. Urologická klinika LF UK a FN Hradec Králové, 2013 [cit. 2013-12-09]. Dostupné z: [http://www.prolekare.cz/ceska-urologie-clanek/bilateralni-karcinom-ledviny-reseny-jednodobou-operaci-nefrektomii-a-resekcii-ledviny-40098?message=add&id\\_topic=40098](http://www.prolekare.cz/ceska-urologie-clanek/bilateralni-karcinom-ledviny-reseny-jednodobou-operaci-nefrektomii-a-resekcii-ledviny-40098?message=add&id_topic=40098)
- [8] POVÝŠIL, Ctibor. *Speciální patologie*. 2. vydání. Praha : Galén, 2007. 430 s. s. 167-169. [ISBN 978-807262-494-2](#).
- [9] LIČEV, Lačezar. *Analýza, modelování, rozpoznávání a vizualizace procesu měření objektů na snímcích*. 1. vydání. Brno: Computer Press, 2010, 125 s. ISBN 978 - 80 - 251 - 3296 - 8.
- [10] BAXA, Jan. *MDCT: Základní technické principy, skenovací a obrazové parametry*. 2013, 31 s. Dostupné z: [http://mdct.cz/wp-content/uploads/Baxa\\_mdct1.pdf](http://mdct.cz/wp-content/uploads/Baxa_mdct1.pdf)
- [11] LITSCHMANNOVÁ, M. *Průzkumová analýza jednorozměrných dat* [online]. URL: <[http://gis.vsb.cz/pan/source/data/skolenia/eda/Pruzkumova\\_analyza\\_dat.pdf](http://gis.vsb.cz/pan/source/data/skolenia/eda/Pruzkumova_analyza_dat.pdf)>. [citováno 2014 - 04 - 03]
- [12] LITSCHMANNOVÁ, M. *Úvod do statistiky* [elektronická skripta]. URL: <[http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/uvod\\_do\\_statistiky.pdf](http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/uvod_do_statistiky.pdf)>. [citováno 2014 - 04 - 3]

## **14 Seznam příloh na CD**

**PŘÍLOHA I. Přílohy k diplomové práci**

**PŘÍLOHA II. Uživatelská příručka**

**PŘÍLOHA III. Programátorská příručka**